

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7229951号
(P7229951)

(45)発行日 令和5年2月28日(2023.2.28)

(24)登録日 令和5年2月17日(2023.2.17)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 17/068 (2006.01) A 6 1 B 17/068
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12

請求項の数 15 (全138頁)

(21)出願番号	特願2019-572361(P2019-572361)	(73)特許権者	517076008
(86)(22)出願日	平成30年6月12日(2018.6.12)		エシコン エルエルシー
(65)公表番号	特表2020-525199(P2020-525199 A)		Ethicon LLC
(43)公表日	令和2年8月27日(2020.8.27)		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 、スイート 401 #475 Street C, Suite 401, Los Frailes In dustrial Park, Guay nabo, Puerto Rico 0 0969, United States of America
(86)国際出願番号	PCT/IB2018/054259		
(87)国際公開番号	WO2019/003008		
(87)国際公開日	平成31年1月3日(2019.1.3)		
審査請求日	令和3年6月11日(2021.6.11)		
(31)優先権主張番号	15/636,096	(74)代理人	100088605
(32)優先日	平成29年6月28日(2017.6.28)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ステープルカートリッジ及び高周波カートリッジと連結可能な外科用システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

外科用システムであって、

第一のジョーと第二のジョーを有するエンドエフェクタであって、前記第一のジョーは細長通路を有する、エンドエフェクタと、

ステープルカートリッジと、

高周波カートリッジと、を含み、

前記細長通路は、前記ステープルカートリッジと、代替的に前記高周波カートリッジとを、動作可能に支持するように構成されており、

前記細長通路は、前記細長通路の近位端から、前記細長通路の底部の遠位位置に延びるくぼみ内で支持された、通路回路を含み、

前記通路回路は、前記細長通路の通路壁に形成された対応する通路壁のくぼみ内に受容される遠位端を含み、

前記通路回路の前記遠位端は、前記通路壁の近位接触部分にわたって折り畳まれ、前記近位接触部分に取り付けられており、

複数の露出した接触部が、前記通路回路の前記遠位端に配置されており、

前記高周波カートリッジは、前記通路回路の前記露出した接触部と電氣的接触をするように構成された、露出した接触部を含む、外科用システム。

【請求項2】

前記高周波カートリッジに接続可能な高周波生成器を含む、請求項1に記載の外科用シ

10

20

ステム。

【請求項 3】

前記エンドエフェクタは、切断部材を有し、

前記高周波カートリッジは、前記切断部材の作動時において、凝固用電流を電流経路内の組織に送達する、請求項 1 または 2 に記載の外科用システム。

【請求項 4】

治療を受けている組織に近接して前記エンドエフェクタを配置するためのシャフトをさらに含む、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の外科用システム。

【請求項 5】

前記シャフトは、前記シャフトの制御された屈曲を可能にするための 1 つ以上の関節接合部を有する、請求項 4 に記載の外科用システム。

【請求項 6】

前記高周波カートリッジは、前記細長通路内で着脱可能に受容され支持されるような寸法、および形状である、カートリッジ本体を含む、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の外科用システム。

【請求項 7】

前記エンドエフェクタによりクランプ留めされた組織の厚さを検出するように構成された、組織厚感知組立体を備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の外科用システム。

【請求項 8】

前記組織厚感知組立体は、リードスイッチセンサ、変位センサ、光学センサ、磁力誘導性センサ、力センサ、圧力センサ、圧電抵抗効果フィルムセンサ、超音波センサ、渦電流センサ、加速度計、パルス酸素測定センサ、温度センサ、組織経路の電気特性を検出するように構成されたセンサ、又はこれらの任意の組み合わせを備える、請求項 7 に記載の外科用システム。

【請求項 9】

前記組織厚感知組立体は、クランプ留めされた前記組織の相対厚さ若しくは絶対厚さ、及び／又は、前記第一のジョーと前記第二のジョーのいずれかの特定の位置に対応する信号を生成するように構成されたアナログセンサを備える、請求項 7 または 8 に記載の外科用システム。

【請求項 10】

正しい種類のカートリッジが前記エンドエフェクタにロードされたのか、又は間違っただけのカートリッジがロードされたのかを示すように構成されたディスプレイを備える、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の外科用システム。

【請求項 11】

前記エンドエフェクタにより受容されるカートリッジのカートリッジ種類を検出するように構成されたカートリッジセンサから信号を受信するように構成されている制御回路を備え、前記制御回路は、前記カートリッジ種類が、予想されるカートリッジ種類と一致するかどうかを前記ディスプレイ上に表示するように構成されている、請求項 10 に記載の外科用システム。

【請求項 12】

前記第一のジョーは、前記細長通路の各側面に、電極層および絶縁層を含み、前記電極層は、前記絶縁層の上に配置されている、請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の外科用システム。

【請求項 13】

外科用システムであって、
第一のジョーと第二のジョーを有するエンドエフェクタであって、前記第一のジョーは
細長通路を有する、エンドエフェクタと、
ステープルカートリッジと、
高周波カートリッジと、を含み、
前記細長通路は、前記ステープルカートリッジと、代替的に前記高周波カートリッジと

10

20

30

40

50

を、動作可能に支持するように構成されており、

前記第一のジョーは、前記細長通路の各側面に、電極層および絶縁層を含み、前記電極層は、前記絶縁層の上に配置されており、

前記第一のジョーは、前記第一のジョーの側面部分に、電気絶縁性の熱伝導性ヒートシンク層を備える、外科用システム。

【請求項 1 4】

前記電極層の下に、前記細長通路の各側面上に、隆起パッドを備える、請求項 1 3 に記載の外科用システム。

【請求項 1 5】

外科用システムであって、

第一のジョーと第二のジョーを有するエンドエフェクタであって、前記第一のジョーは細長通路を有する、エンドエフェクタと、

ステープルカートリッジと、

高周波カートリッジと、を含み、

前記細長通路は、前記ステープルカートリッジと、代替的に前記高周波カートリッジと、動作可能に支持するように構成されており、

前記第一のジョーは、前記細長通路の各側面に、電極層および絶縁層を含み、前記電極層は、前記絶縁層の上に配置されており、

前記絶縁層は、前記電極層に面している第 1 表面および前記細長通路に面している第 2 表面により画定される縁を含み、前記縁は面取りされている、外科用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、外科用器具に関し、また様々な状況において、組織を封止し切断するために設計された、外科用封止及び切断器具、並びに R F カートリッジ及びステープルカートリッジに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

外科用封止及びステープル留め器具を使用する際、オペレータが、外科的処置の様々な態様の間に、最も効果的な技術を利用することができるように、外科用器具の交換式部分を有することが有用であり得る。交換式道具組立体を有することにより、オペレータは例えば、処置の第 1 部分の間に第 1 の機能を実施する 1 つの種類のエンドエフェクタを利用し、次いで、処置の第 2 部分の間に、第 2 の機能を実施する第 2 の種類のエンドエフェクタを利用することが可能となる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 3】

一態様では、方法は、第 1 の処置の間に、ステープルを外科用器具の外科用ステープルカートリッジから第 1 の組織に送達することと、外科用ステープルカートリッジを外科用器具から取り外すことと、第 2 の処置の間に、高周波エネルギーを外科用器具の高周波カートリッジから第 2 の組織に送達することと、を含む。

【0 0 0 4】

別の態様において、交換式道具組立体を利用する方法は、ステープルを送達して第 1 期間の間に第 1 の組織を封止するために、交換式道具組立体に連結されたステープルカートリッジを利用することと、ステープルカートリッジを交換することと、第 2 期間の間に、高周波エネルギーを送達して第 2 の組織を封止するために、交換式道具組立体に連結され高周波カートリッジを利用することと、を含む。

【0 0 0 5】

別の態様において、方法は、第 1 の組織を、外科用器具の着脱可能なステープルカートリッジからのステープルにより封止することと、外科用器具を滅菌することと、第 2 の組

10

20

30

40

50

織を、外科用器具の着脱可能な高周波カートリッジにより送達された高周波エネルギーを用いて封止することと、を含む。

【図面の簡単な説明】

【0006】

本明細書に記載される態様の新規特徴は、添付の「特許請求の範囲」に具体的に記載される。しかしこれらの態様は、構成及び動作の方法のいずれに関しても、以下の説明文を添付の図面と共に参照することによってより深く理解され得る。

【図1】本開示の一態様に従った、従来の外科用ステープル／締結具カートリッジ及び高周波（RF）カートリッジと共に使用するように構成された交換式外科用道具組立体に連結されたハンドル組立体を含む外科用システムの斜視図である。

10

【図2】本開示の一態様に従った、図1の外科用システムの分解斜視組立図である。

【図3】本開示の一態様に従った、図1及び図2のハンドル組立体及び交換式外科用道具組立体の一部の、別の分解斜視組立図である。

【図4】本開示の一態様に従った、図1～図3の交換式外科用道具組立体の近位部の分解組立図である。

【図5】本開示の一態様に従った、図1～図5の交換式外科用道具組立体の遠位部の、別の分解組立図である。

【図6】本開示の一態様に従った、中にRFカートリッジを支持し、カートリッジとアンビルとの間に組織がクランプ留めされ、図1～図5に示すエンドエフェクタの部分断面図である。

20

【図7】本開示の一態様に従った、図6のアンビルの部分断面図である。

【図8】本開示の一態様に従った、図1～図5の交換式外科用道具組立体の一部の、別の分解組立図である。

【図9】本開示の一態様に従った、図1及び図2の交換式外科用道具組立体及びハンドル組立体の、別の分解組立図である。

【図10】本開示の一態様に従った、図1～図5の交換式外科用道具組立体のRFカートリッジ及び細長通路の斜視図である。

【図11】本開示の一態様に従った、ナイフ部材態様を備えた、図10のRFカートリッジ及び細長通路の一部の部分斜視図である。

【図12】本開示の一態様に従った、図10の細長通路内に取り付けられ、フレキシブルシャフト回路構成の一部を示すRFカートリッジの別の斜視図である。

30

【図13】本開示の一態様に従った、図12の線13-13に沿って切り取った、図12のRFカートリッジ及び細長通路の断面端図である。

【図14】本開示の一態様に従った、エンドエフェクタが関節運動位置にある、図1及び図5の交換式外科用道具組立体の一部の上部断面図である。

【図15】本開示の一態様に従った、搭載された回路基板構成及びRF発電機を加えた構成の斜視図である。

【図16A】本開示の一態様に従った、2つの図面にまたがる、図1の外科用器具の制御回路のブロック図である。

【図16B】本開示の一態様に従った、2つの図面にまたがる、図1の外科用器具の制御回路のブロック図である。

40

【図17】本開示の一態様に従った、ハンドル組立体と電源組立体との間のインタフェース、と及びハンドル組立体交換式シャフト組立体との間のインタフェースを示す、図1の外科用器具の制御回路のブロック図である。

【図18】本開示の一態様に従った、様々な機能を制御するように構成された外科用器具の概略図である。

【図19】本開示の一態様に従った、閉鎖トリガが非作動位置にある、トリガ感知組立体を示す、ケースが取り外された外科用器具の側面図である。

【図20】本開示の一態様に従った、閉鎖トリガが作動位置にある、トリガ感知組立体を示す、ケースが取り外された外科用器具の場合の側面図である。

50

【図 2 1】本開示の一態様に従った、組織厚感知組立体を備えるエンドエフェクタの斜視図である。

【図 2 2】本開示の一態様に従った、組織厚感知組立体のセンサの概略図である。

【図 2 3】本開示の一態様に従った、位置感知組立体の分解斜視図である。

【図 2 4】本開示の一態様に従った、回路及び位置感知組立体の位置センサの図である。

【図 2 5】本開示の一態様に従った、外科用器具の様々なステータスを示すように構成された外科用器具の一例のブロック図である。

【図 2 6】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F エネルギーのステータス情報を示すディスプレイである。

【図 2 7】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F エネルギーのステータス情報を示すディスプレイである。

10

【図 2 8】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F エネルギーのステータス情報を示すディスプレイである。

【図 2 9】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F エネルギーのステータス情報を示すディスプレイである。

【図 3 0】本開示の一態様に従った、外科用器具の温度情報を示すディスプレイである。

【図 3 1】本開示の一態様に従った、外科用器具の組織含水量情報を示すディスプレイである。

【図 3 2】本開示の一態様に従った、外科用器具の動作進行情報を示すディスプレイである。

20

【図 3 3】本開示の一態様に従った、外科用器具の動作進行情報を示すディスプレイである。

【図 3 4】本開示の一態様に従った、外科用器具の組織及び動作進行情報を示すディスプレイである。

【図 3 5】本開示の一態様に従った、外科用器具の警告を示すディスプレイである。

【図 3 6】本開示の一態様に従った、外科用器具の警告を示すディスプレイである。

【図 3 7】本開示の一態様に従った、外科用器具のステータス、動作進行、及び組織の情報を示すディスプレイである。

【図 3 8】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F カートリッジのステータス情報を示すディスプレイである。

30

【図 3 9】本開示の一態様に従った、外科用器具の R F カートリッジのステータス情報を示すディスプレイである。

【図 4 0】いくつかの態様に従った、外科用道具組立体のモジュール部分を構成するノズル組立体が、シャフト組立体内で様々な機能を制御しながら、ハンドル組立体とも通信し、かつ、電動ステーブル留めハンドルから電気外科用発電機を制御することを可能にするように固有に構成された、シャフトモジュール回路構成要素を含み得ることを示す。

【図 4 1】本開示の一態様に従った、エンドエフェクタと電力及び制御信号を通信するようにプログラムされた外科用システムのブロック図を示す。

【図 4 2】本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ内のジョーの概略上面図である。

【図 4 3】本開示の一態様に従った、時間の関数として電極に印加された電圧を示すグラフである。

40

【図 4 4】本開示の一態様に従った、外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセスを示す論理フロー図である。

【図 4 5】本開示の一態様に従った、時間の関数としての組織インピーダンス曲線のグラフである。

【図 4 6】本開示の一態様に従った、例示的なモータ電圧曲線を示すグラフである。

【図 4 7】本開示の一態様に従った、外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセスを示す論理フロー図である。

【図 4 8】本開示の一態様に従った、時間の関数としての組織インピーダンス曲線のグラフである。

50

【図 4 9】本開示の一態様に従った、例示的なモータ電圧曲線を示すグラフである。

【図 5 0】本開示の一態様に従った、図 1 4 に示したフレキシブル組立体の一態様の上部断面図である。

【図 5 1 A】本開示の一態様に従った、電気外科用装置の一態様の中に配置された近位位置に配置されたナイフ部材についての、図 1 4 に示すフレキシブル組立体の一態様の上部断面図である。

【図 5 1 B】本開示の一態様に従った、電気外科用装置の一態様の中に配置された遠位位置に配置されたナイフ部材についての、図 1 4 に示すフレキシブル組立体の一態様の上部断面図である。

【図 5 2 A】本開示の一態様に従った、近位位置に配置されたナイフ部材についての、図 1 4 に示すフレキシブル組立体の一態様の上部断面図である。

10

【図 5 2 B】本開示の一態様に従った、遠位位置に配置されたナイフ部材についての、図 1 4 に示すフレキシブル組立体の一態様の上部断面図である。

【図 5 3】本開示の一態様に従った、様々な態様の外科用システムの斜視図である。

【図 5 4】本開示の一態様に従った、図 5 3 の外科用システムのエンドエフェクタの部分断面図である。

【図 5 5】本開示の一態様に従った、図 5 4 のエンドエフェクタの細長通路により支持された高周波カートリッジの部分斜視図である。

【図 5 6】本開示の一態様に従った、図 5 3 の外科用システムのハンドル組立体及び交換式道具組立体の一部の分解斜視組立図である。

20

【図 5 7】本開示のいくつかの態様に従った、細長通路により支持された電気外科用カートリッジを含むジョー部材の断面図である。

【図 5 8】本開示のいくつかの態様に従った、第 1 電極の動作を示す図である。

【図 5 9】本開示のいくつかの態様に従った、第 2 電極の動作を示す図である。

【図 6 0】本開示の一態様に従った、治療用の電気外科的エネルギーを印加するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

【図 6 1】本開示の一態様に従った、電気外科用エンドエフェクタの概略断面図である。

【図 6 2】本開示の一態様に従った、エンドエフェクタの斜視図である。

【図 6 3 A】開構成のエンドエフェクタの一態様の斜視図である。

【図 6 3 B】図 6 3 A に示すエンドエフェクタの態様の側断面図である。

30

【図 6 4】図 6 3 A に示すシアー電極に沿って配置され得る表面特徴部の態様の図である。

【図 6 5】本開示の一態様に従った、図 1 ～図 5 の交換式外科用道具組立体のステープルカートリッジの斜視図である。

【図 6 6】様々な態様に従った、図 1 の交換式道具組立体を利用する方法を示す。

【発明を実施するための形態】

【0007】

本出願の出願人は、本出願と同時に提出された以下の特許出願を所有しており、これらの各々は、参照によりそれぞれの全体が本明細書に組み込まれる。

代理人整理番号 END 8 1 8 3 USNP / 1 7 0 0 6 4、2017 年 6 月 28 日出願の発明者 Jeffrey D. Messerly による、表題「SYSTEMS AND METHODS OF DISPLAYING SURGICAL INSTRUMENT STATUS」。

40

【0008】

代理人整理番号 END 8 1 9 0 USNP / 1 7 0 0 6 5、2017 年 6 月 28 日出願の発明者 Jeffrey D. Messerly による、表題「SHAFT MODULE CIRCUITRY ARRANGEMENTS」。

【0009】

代理人整理番号 END 8 1 8 9 USNP / 1 7 0 0 6 6、2017 年 6 月 28 日出願の発明者 Jeffrey D. Messerly による、表題「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS

50

FOR INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS」。

【0010】

代理人整理番号END8185USNP/170067、2017年6月28日出願の発明者Jeffrey D. Messerlyらによる、表題「FLEXIBLE CIRCUIT ARRANGEMENT FOR SURGICAL FASTENING INSTRUMENTS」。

【0011】

代理人整理番号END8188USNP/170068、2017年6月28日出願の発明者Jeffrey D. Messerlyらによる、表題「SURGICAL SYSTEM COUPLEABLE WITH STAPLE CARTRIDGE AND RADIO FREQUENCY CARTRIDGE, AND HAVING A PLURALITY OF RADIO-FREQUENCY ENERGY RETURN PATHS」。

10

【0012】

代理人整理番号END8181USNP/170069、2017年6月28日出願の発明者David C. Yatesらによる、表題「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS FOR AN INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS」。

20

【0013】

代理人整理番号END8187USNP/170070、2017年6月28日出願の発明者Tamara Widenhouseらによる、表題「SURGICAL END EFFECTOR FOR APPLYING ELECTROSURGICAL ENERGY TO DIFFERENT ELECTRODES ON DIFFERENT TIME PERIODS」。

【0014】

代理人整理番号END8182USNP/170071、2017年6月28日出願の発明者Tamara Widenhouseらによる、表題「ELECTROSURGICAL CARTRIDGE FOR USE IN THIN PROFILE SURGICAL CUTTING AND STAPLING INSTRUMENT」。

30

【0015】

代理人整理番号END8186USNP/170072、2017年6月28日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる、表題「SURGICAL END EFFECTOR TO ADJUST JAW COMPRESSION」。

【0016】

代理人整理番号END8224USNP/170073、2017年6月28日出願の発明者Jason L. Harrisらによる、表題「CARTRIDGE ARRANGEMENTS FOR SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH LOCKOUT DISABLEMENT FEATURES」。

40

【0017】

代理人整理番号END8229USNP/170074、2017年6月28日出願の発明者Jeffrey D. Messerlyらによる、表題「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH DUAL POWER SOURCES」。

【0018】

電気外科用装置は、多くの外科手術で使用され得る。電気外科用装置は、組織を治療するために、組織に電気エネルギーを印加することができる。電気外科用装置は、1つ以上の電極を備えるエンドエフェクタを遠位に取り付けた器具を備えていてもよい。エンドエ

50

フェクタは、電流が組織に導入されるように、組織に対して配置することができる。電気外科用装置は、単極性動作又は双極性動作のために構成することができる。単極性動作の間、エンドエフェクタ上の活性（又はソース）電極により、電流を組織に導入することができ、リターン電極により戻すことができる。リターン電極は接地パッドであってよく、患者の身体の上で別個に配置されていてよい。双極性動作の間、電流は、それぞれエンドエフェクタの活性電極により組織に導入され、リターン電極により組織から戻され得る。

【0019】

エンドエフェクタは2つ以上のジョー部材を含むことができる。ジョー部材のうちの少なくとも1つは、少なくとも1つの電極を有することができる。少なくとも1つのジョーは、組織を受容するために対向するジョーから隔置された位置から、ジョー部材の間隔が第1の位置の間隔よりも小さくなる位置まで移動可能であり得る。この移動可能なジョーの動きにより、その間に保持された組織が圧縮され得る。組織を通じて流れる電流によって発生する熱が、ジョーの移動によって達成される圧縮と組み合わせさせて、組織内及び／又は組織間に止血封止を形成してもよく、したがって、例えば、血管を封止するために特に有用となり得る。エンドエフェクタは、切断部材を備えてもよい。切断部材は、組織及び電極に対して移動可能であり、組織を切除することができる。

【0020】

電気外科用装置はまた、ステープリング装置などの組織と一緒にクランプ留めするためのメカニズム、及び／又は組織ナイフなどの組織を切り離すためのメカニズムを含んでもよい。電気外科用装置は、治療を受けている組織に近接してエンドエフェクタを配置するためのシャフトを含んでもよい。シャフトは、直線状であっても曲線状であってもよく、屈曲可能であっても屈曲不能であってもよい。直線状の屈曲可能なシャフトを含む電気外科用装置では、シャフトは、シャフトの制御された屈曲を可能にするための1つ以上の関節接合部を有してもよい。そのような接合部は、直線状の非屈曲式シャフトを有する電気外科用装置を使用して治療されている組織に容易にアクセスできないときに、本電気外科用装置のユーザが、シャフトに対してある角度をなしてエンドエフェクタを組織と接触させて配置することを可能にし得る。

【0021】

電気外科用装置によって印加される電気エネルギーは、ハンドピースと連通している発電機によって、器具へと伝達することができる。電気エネルギーは、高周波（「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）の周波数範囲であり得る電気エネルギーの一形態である。印加中、電気外科用器具は、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、即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ことができる。罹患組織と周囲組織との間にはっきりとした境界が作り出されるため、外科医は、隣接する非標的組織を犠牲にすることなく、高レベルの正確性及び制御で手術することができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は成形しながら、同時に血管を封止するために有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから構成されかつ熱に接触した際に収縮する、結合組織に対して特に良好に作用する。

【0022】

RFエネルギーは、EN 60601-2-2009+A11:2011、定義201.3.218-高周波数に記載される周波数の範囲内であってよい。例えば、モノポーラ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、バイポーラRF用途において、周波数は、ほぼどのような周波数であってもよい。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、モノポーラ用途に使用され得る。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ことをリスク分析が示す場合、より低い周波数がバイポーラ用途に使用され得る。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、5MHz超の周波数は、通常使用されない。しかしながら、より高い周波数は、バイポーラ用途の場合には使用され得る。一般に、10mAが、組織への熱効果の下側閾値であると認

10

20

30

40

50

識されている。

【0023】

図1及び図2は、様々な異なる外科的処置を実施するために使用し得る、モータ駆動式外科用システム10を示す。図示した構成において、外科用システム10は、ハンドル組立体500に動作可能に連結された交換式外科用道具組立体1000を備える。別の外科用システムの態様では、交換式外科用道具組立体1000は、ロボット制御又は自動外科用システムの道具駆動組立体と共に効果的に使用され得る。例えば、本明細書で開示する外科用道具組立体1000は、様々なロボットシステム、器具、構成要素及び方法、例えば、限定されないが、参照によって全体内容が本明細書に組み込まれる米国特許第9,072,535号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」に開示されるものと共に使用されてもよい。

【0024】

図示した態様において、ハンドル組立体500は、臨床医により把持及び操作することが可能なピストルグリップ部分504を含むハンドルハウジング502を備えることができる。以下で簡潔に論じるように、ハンドル組立体500は、様々な制御運動を生成して交換式外科用道具組立体1000の対応する部分に適用するように構成された複数の駆動システムを動作可能に支持する。図2に示すように、ハンドル組立体500は、複数の駆動システムを動作可能に支持するハンドルフレーム506を更に含むことができる。例えば、ハンドルフレーム506は、全般的に510として示される「第1の」、又は閉鎖駆動システムを動作可能に支持することができ、これを用いて、交換式外科用道具組立体1000に開閉運動を適用することができる。少なくとも1つの形態では、閉鎖駆動システム510は、ハンドルフレーム506により枢動可能に支持される閉鎖トリガ512の形態のアクチュエータを含んでもよい。このような構成により、臨床医が閉鎖トリガ512を操作することが可能になり、これにより、臨床医がハンドル組立体500のピストルグリップ部分504を把持する場合に、閉鎖トリガ512は、開始位置又は「非作動」位置から「作動」位置へ、より具体的には完全圧縮位置又は完全作動位置へと、容易に枢動できるようになっている。使用中、閉鎖駆動システム510を作動させるために、臨床医は、閉鎖トリガ512を、ピストルグリップ部分504に向かって押し下げる。参照によって全体内容が本明細書に組み込まれる、米国特許出願第14/226,142号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A SENSOR SYSTEM」（現在は米国特許出願公開第2015/0272575号）に更に詳細に記載されるように、臨床医が閉鎖トリガ512を完全に押し下げ、完全に閉じたストロークを達成するとき、閉鎖駆動システム510は、閉鎖トリガ512を、完全に押し下げられた位置又は完全に作動した位置にロックするように構成されている。臨床医が閉鎖トリガ512をロック解除して非作動位置へと付勢させるように所望する場合、臨床医は、単純に、閉鎖解放ボタン組立体518を活性化させ、これにより、閉鎖トリガを非作動位置まで戻すことが可能である。閉鎖解放ボタン組立体518はまた、閉鎖トリガ512の位置を追跡するために、ハンドル組立体500内のマイクロコントローラと連通する様々なセンサと相互作用するように構成されてもよい。閉鎖解放ボタン組立体518の構成及び動作に関する更なる詳細は、米国特許出願公開第2015/0272575号に見出すことができる。

【0025】

少なくとも1つの形態では、ハンドル組立体500及びハンドルフレーム506は、取り付けられている交換式外科用道具組立体の対応する部分に発射運動を適用するように構成されている、本明細書で発射駆動システム530と呼ばれる別の駆動システムを動作可能に支持していてもよい。米国特許出願公開第2015/0272575号に詳細に記載されるように、発射駆動システム530は、ハンドル組立体500のピストルグリップ部分504内に位置する電動モータ505を使用してもよい。様々な形態では、モータ505は、最大回転数が例えば約25,000RPMのブラシ付きDC駆動モータであっても

10

20

30

40

50

よい。別の構成では、モータ５０５としては、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステップモータ、又は任意の他の好適な電動モータが挙げられ得る。モータ５０５は、電源５２２によって給電されてもよく、電源５２２は、一形態では、着脱可能なパワーパックを備えてもよい。パワーパックは、その中にある複数のリチウムイオン（「ＬＩ」）電池又は他の好適な電池を支持してもよい。直列に接続され得る多数の電池を、外科用システム１０のための電源５２２として使用してよい。加えて、電源５２２は、交換可能及び／又は再充電可能であってもよい。

【００２６】

電動モータ５０５は、長手方向に移動可能な駆動部材５４０（図３）を、モータの極性に応じて、遠位方向及び近位方向で軸方向に駆動させるように構成されている。例えば、モータ５０５がある回転方向に駆動すると、長手方向に移動可能な駆動部材は、遠位方向「ＤＤ」に軸方向に駆動することになる。モータ５０５が、反対の回転方向に駆動すると、長手方向に移動可能な駆動部材５４０は、近位方向「ＰＤ」に軸方向に駆動することになる。ハンドル組立体５００は、スイッチ５１３を含んでもよく、スイッチ５１３は、電源５２２によって電動モータ５０５に適用される極性を逆転させるか、又は別の方法でモータ５０５を制御するように構成されてもよい。ハンドル組立体５００はまた、駆動部材の位置及び／又は駆動部材が移動する方向を検出するように構成されている、１つ又は複数のセンサ（図示せず）を含むことができる。モータ５０５の作動は、閉鎖トリガ５１２に隣接しており、ハンドル組立体５００上で枢動可能に支持される、発射トリガ（図示せず）により制御可能である。発射トリガは、非作動位置と作動位置との間で枢動されてよい。発射トリガは、バネ若しくはその他の付勢構成により非作動位置へと付勢されてよく、これにより、臨床医が発射トリガを解放する場合に、それがバネ若しくは付勢構成により非作動位置へと枢動する、又は別の方法で戻されてよい。少なくとも１つの形態では、発射トリガは、閉鎖トリガ５１２の「機外」に配置され得る。米国特許出願公開第２０１５／０２７２５７５号に記載されるように、ハンドル組立体５００には、発射トリガの不注意による作動を防ぐために、発射トリガ安全ボタン（図示せず）が設けられていてもよい。閉鎖トリガ５１２が非作動位置にある場合、安全ボタンはハンドル組立体５００の中に入っており、臨床医は、これに容易に触ることができず、発射トリガの作動を防ぐ安全位置と、発射トリガが発射し得る発射位置との間を移動させることはできない。臨床医が閉鎖トリガを押し下げる際に、安全ボタン及び発射トリガが下方に枢動し、次に、臨床医による操作が可能になる。

【００２７】

少なくとも１つの形態では、長手方向に移動可能な駆動部材５４０は、モータと係合する対応する駆動歯車構成（図示せず）との噛み合い係合のために、その上に形成された歯のラック５４２を有してよい。図３を参照されたい。これらの特徴に関する更なる詳細は、米国特許出願公開第２０１５／０２７２５７５号に見出すことができる。しかし、少なくとも１つの構成において、長手方向に移動可能な駆動部材は、不注意によるＲＦエネルギーからその構成を保護するために絶縁されている。少なくとも１つの形態はまた、臨床医が長手方向に移動可能な駆動部材を手動で後退させ、モータ５０５を使用できないようにすることが可能なように構成された、手動で作動可能な「緊急離脱」組立体を含む。緊急離脱組立体は、解放可能なドア部５５０の下のハンドル組立体５００内に格納されたレバー又は緊急離脱ハンドル組立体を含んでもよい。図２を参照されたい。レバーは、駆動部材内の歯とラチェット係合するように、手動で枢動するように構成されてもよい。したがって、臨床医は、緊急離脱ハンドル組立体を使用して駆動部材５４０を手動で後退させ、駆動部材を近位方向「ＰＤ」にラチェットさせることができる。その開示全体が本明細書に参照により組み込まれている、米国特許第８，６０８，０４５号（表題「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」）は、本明細書にて開示した様々な交換式外科用道具組立体のいずれか１つと共に使用可能でもある、緊急離脱構成、並びに他の構成要素、構成、及びシステムについて開示してい

る。

【0028】

図示した態様において、交換式外科用道具組立体1000は、第1ジョー1600及び第2ジョー1800を備える外科用エンドエフェクタ1500を含む。ある構成において、第1ジョーは、中に従来の（機械式）外科用ステープル／締結具カートリッジ1400（図4）、又は高周波（RF）カートリッジ1700（図1及び図2）を動作可能に支持するように構成された細長通路1602を備える。第2ジョー1800は、細長通路1602に対して枢動可能に支持されるアンビル1810を備える。アンビル1810は、閉鎖駆動システム510を作動させることにより、開位置と閉位置との間を、細長通路1602内で支持された外科用カートリッジに向かうように、及びそこから離れるように選択的に移動されてもよい。図示した構成において、アンビル1810は、シャフト軸SAを横断する枢動軸を中心に選択的枢動移動のために、細長通路1602の近位端部分に枢動可能に支持される。閉鎖駆動システム510の作動により、関節運動コネクタ1920に取り付けられた、近位閉鎖部材又は近位閉鎖管1910の遠位軸移動がもたらされ得る。

【0029】

図4に戻ると、関節運動コネクタ1920は、エンドエフェクタ閉鎖スリーブ又は遠位閉鎖管セグメント1930に移動可能に連結される関節運動コネクタ1920の遠位端から遠位に突出する上部突出部1922及び下部突出部1924を含む。図3を参照されたい。遠位閉鎖管セグメント1930は、上部突出部1932、及び上部突出部1932の近位端から近位に突出する下部突出部（図示せず）を含む。上部二重枢動リンク1940は、それぞれ関節運動コネクタ1920及び遠位閉鎖管セグメント1930の上部突出部1922、1932の対応する穴と係合する、近位ピン1941及び遠位ピン1942を含む。同様に、下部二重枢動リンク1944は、それぞれ関節運動コネクタ1920及び遠位閉鎖管セグメント1930の下部突出部1924の対応する穴と係合する、近位ピン1945及び遠位ピン1946を含む。

【0030】

依然として図4を参照すると、図示した例において、遠位閉鎖管セグメント1930は、アンビル1810の対応する部分と対応し、遠位閉鎖管セグメント1930が開始位置に向かって近位方向PDに後退すると、アンビル1810に開運動を適用する、正ジョー開口部特徴部又はタブ1936、1938を含む。アンビル1810の開閉に関する更なる詳細は、その開示全体が参照により本明細書に組み込まれている、同日に出願された米国特許出願（表題「SURGICAL INSTRUMENT WITH POSITIVE JAW OPENING FEATURES」）（代理人整理番号END8208USNP／170096）に見出すことができる。

【0031】

図5に示すように、少なくとも1つの構成において、交換式外科用道具組立体1000は、上にノズル組立体1240を動作可能に支持する道具シャーシ1210を備える、道具フレーム組立体1200を含む。その全体が参照により本明細書に組み込まれている、同日に出願された米国特許出願（表題「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」）（代理人整理番号END8209USNP／170097）にて更に詳細に論じられるように、道具シャーシ1210及びノズル構成1240は、道具シャーシ1210に対してシャフト軸SAを中心にした外科用エンドエフェクタ1500の回転を容易にする。このような回転移動は、図1において矢印Rにより示される。図4及び図5にもまた示すように、交換式外科用道具組立体1000は、近位閉鎖管1910を動作可能に支持するスパイン組立体1250を含み、外科用エンドエフェクタ1500に連結されている。様々な状況において、組み立てを容易にするために、スパイン組立体1250は、スナップ形成体、接着剤、溶接などにより互いに接続された、上部スパインセグメント1251及び下部スパインセグメント1252から作製可能である。組み立てられた形態において、スパイン組立体1250は、道具シャーシ1210内に回転可能に支持される近位端1253を含む。ある構

成では例えば、スパイン組立体 1 2 5 0 の近位端 1 2 5 3 は、道具シャーシ 1 2 1 0 内で支持されるように構成されたスパインベ어링（図示せず）に結合されている。このような構成により、スパイン組立体 1 2 5 0 の道具シャーシへの取り付けが容易になり、スパイン組立体 1 2 5 0 が道具シャーシ 1 2 1 0 に対してシャフト軸 S A を中心に選択的に回転可能となる。

【0032】

図 4 に示すように、上部スパインセグメント 1 2 5 1 は上部ラグ固定特徴部 1 2 6 0 で終了し、下部スパインセグメント 1 2 5 2 は、下部ラグ固定特徴部 1 2 7 0 で終了する。上部ラグ固定特徴部 1 2 6 0 は、中に上部固定リンク 1 2 6 4 を固定するように支持するように適合された、ラグスロット 1 2 6 2 が中に形成される。同様に、下部ラグ固定特徴部 1 2 7 0 は、中に下部固定リンク 1 2 7 4 を固定するように支持するように適合された、ラグスロット 1 2 7 2 が中に形成される。上部固定リンク 1 2 6 4 は、シャフト軸 S A からずれた枢動ソケット 1 2 6 6 を中に含む。枢動ソケット 1 2 6 6 は、中に、通路キャップ上に形成された枢動ピン 1 6 3 4、又は細長通路 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 に取り付けられた通路キャップ又はアンビル保持装置 1 6 3 0 を回転可能に受容するように適合されている。下部固定リンク 1 2 7 4 は、細長通路 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 内に形成された枢動穴 1 6 1 1 内に受容されるように適合された、下部枢動ピン 1 2 7 6 を含む。下部枢動ピン 1 2 7 6 及び枢動穴 1 6 1 1 は、シャフト軸 S A からずれている。下部枢動ピン 1 2 7 6 は枢動ソケット 1 2 6 6 と垂直に運動し、それを中心として外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 がシャフト軸 S A に対して関節運動し得る関節運動軸 A A を画定する。図 1 を参照されたい。関節運動軸 A A はシャフト軸 S A を横断するものの、少なくとも 1 つの構成において、関節運動軸 A A はシャフト軸 S A から水平にずれており、シャフト軸 S A と交差しない。

【0033】

図 5 に戻ると、近位閉鎖管 1 9 1 0 の近位端 1 9 1 2 は、近位閉鎖管セグメント 1 9 1 0 内の環状溝 1 9 1 5 に位置するコネクタ 1 9 1 6 により、閉鎖シャトル 1 9 1 4 に回転可能に連結されている。閉鎖シャトル 1 9 1 4 は道具シャーシ 1 2 1 0 内で軸移動のために支持され、道具シャーシ 1 2 1 0 がハンドルフレーム 5 0 6 に連結されたときに閉鎖駆動システム 5 1 0 に係合するように構成された一対のフック 1 9 1 7 を、閉鎖シャトル 1 9 1 4 上に有する。道具シャーシ 1 2 1 0 は、道具シャーシ 1 2 1 0 をハンドルフレーム 5 0 6 に解放可能に掛け留めするための掛留組立体 1 2 8 0 を、更に支持する。道具シャーシ 1 2 1 0 及び掛留組立体 1 2 8 0 に関する更なる詳細は、その開示全体が参照により本明細書に組み込まれている、同日に出願された米国特許出願（表題「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」）（代理人整理番号 END 8 2 0 9 U S N P / 1 7 0 0 9 7）に見出すことができる。

【0034】

ハンドル組立体 5 0 0 内の発射駆動システム 5 3 0 は、交換式外科用道具組立体 1 0 0 0 内で動作可能に支持された発射システム 1 3 0 0 に、動作可能に連結されるように構成されている。発射システム 1 3 0 0 は、発射駆動システム 5 3 0 により適用される、対応する発射運動にตอบสนองして、遠位方向及び近位方向に軸移動されるように構成された、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 を含むことができる。図 4 を参照されたい。図 5 に示すように、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 の近位端 1 3 1 2 は、ハンドル組立体 5 0 0 内の発射駆動システム 5 3 0 の長手方向に移動可能な駆動部材 5 4 0 の遠位端の上にある、取り付けクレードル 5 4 4（図 3）内に封止されるように構成された、近位端 1 3 1 2 の上に形成された発射シャフト取り付けラグ 1 3 1 4 を有する。このような構成により、発射駆動システム 5 3 0 の作動時に、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 の軸移動が容易になる。図示した例において、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 は、遠位切断部分又はナイフバー 1 3 2 0 に取り付けられるように構成されている。図 4 に示すように、ナイフバー 1 3 2 0 は、発射部材又はナイフ部材 1 3 3 0 に接続されている。ナイフ部材 1 3 3 0 は、その上に組織

切断刃 1 3 3 4 を動作可能に支持する、ナイフ本体 1 3 3 2 を備える。ナイフ本体 1 3 3 2 は、アンビル係合タブ又は特徴部 1 3 3 6、及び通路係合特徴部又は足部 1 3 3 8 を更に含むことができる。アンビル係合特徴部 1 3 3 6 は、ナイフ部材 1 3 3 0 がエンドエフェクタ 1 5 0 0 を通って遠位に前進したときに、更なる閉鎖運動をアンビル 1 8 1 0 に適用するように機能し得る。

【0035】

図示した例において、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 は関節運動システム 1 3 6 0 により、関節運動軸 A A を中心として選択的に関節運動可能である。一形態において、関節運動システム 1 3 6 0 は、関節運動リンク 1 3 8 0 に枢動可能に連結された近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 を含む。図 4 に最も具体的に確認できるように、ずれ取り付けラグ 1 3 7 3 が、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 の遠位端 1 3 7 2 に形成される。枢動穴 1 3 7 4 がずれ取り付けラグ 1 3 7 3 の中に形成され、関節運動リンク 1 3 8 0 の近位端 1 3 8 1 に形成された近位リンクピン 1 3 8 2 を、中に枢動可能に受容するように構成されている。関節運動リンク 1 3 8 0 の遠位端 1 3 8 3 は、細長通路 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 に形成された通路ピン 1 6 1 8 を、中に枢動可能に受容するように構成された枢動穴 1 3 8 4 を含む。したがって、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 の軸移動により、関節運動が細長通路 1 6 0 2 に適用され、これによって、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 がスパイン組立体 1 2 5 0 に対して、関節運動軸 A A を中心に関節移動する。様々な状況において、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が近位方向又は遠位方向に移動していないときに、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が、関節運動ロック 1 3 9 0 により、所定の位置で維持されてもよい。関節運動ロック 1 3 9 0 の例示的な形態に関する更なる詳細は、その開示全体が参照により本明細書に組み込まれている、同日に出願された米国特許出願（表題「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION SYSTEM LOCKABLE TO A FRAME」）（代理人整理番号 END 8 2 1 7 USNP / 1 7 0 1 0 2）に見出すことができる。

【0036】

上記に加えて更に、交換式外科用道具組立体 1 0 0 0 は、近位関節運動ドライバ 1 3 1 0 を発射システム 1 3 0 0 に選択的にかつ解放可能に連結するように構成することができる、シフタ組立体 1 1 0 0 を含む。図 5 に示すように、例えば、一形態において、シフタ組立体 1 1 0 0 は、発射システム 1 3 0 0 の中間発射シャフト部分 1 3 1 0 の周りに配置された、ロックカラー、又はロックスリーブ 1 1 1 0 を含み、ロックスリーブ 1 1 1 0 は、ロックスリーブ 1 1 1 0 が近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 を発射部材組立体 1 3 0 0 に動作可能に連結させる係合位置と、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が発射部材組立体 1 3 0 0 に動作可能に連結されない係解除位置との間を回転することができる。ロックスリーブ 1 1 1 0 が係合位置にあるとき、発射部材組立体 1 3 0 0 が遠位に移動することにより、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が遠位に移動することができ、これに対応して、発射部材組立体 1 3 0 0 が近位に移動することにより、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が近位に移動することができる。ロックスリーブ 1 1 1 0 がその係解除位置にあるとき、発射部材組立体 1 3 0 0 の移動は近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 に伝達されず、その結果、発射部材組立体 1 3 0 0 は近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 から独立して移動することができる。様々な状況下では、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 は、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が発射部材組立体 1 3 0 0 によって近位方向又は遠位方向に移動されていないとき、関節運動ロック 1 3 9 0 によって所定の位置に保持され得る。

【0037】

図示した構成において、発射部材組立体 1 3 0 0 の中間発射シャフト部分 1 3 1 0 は、中に駆動ノッチ 1 3 1 6 が形成された、2 つの対向する平坦な側面を有して形成される。図 5 を参照されたい。図 5 でもまた確認できるように、ロックスリーブ 1 1 1 0 は、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 を受容するように構成された長手方向アパーチャを含む、円筒形、又は少なくとも実質的に円筒形の本体を備える。ロックスリーブ 1 1 1 0 は、ロックスリーブ 1 1 1 0 がある位置にあるときに、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 内の駆動ノッ

チ 1 3 1 6 の対応する部分の中に係合可能に受容され、別の位置にあるときに、駆動ノッチ 1 3 1 6 内には受容されない、直径の反対方向に内側に向き合う、ロック突出部を備えることができ、これにより、ロックスリーブ 1 1 1 0 と中間発射シャフト 1 3 1 0 との間での、相対的な軸運動を可能にする。図 5 に更に確認できるように、ロックスリーブ 1 1 1 0 は、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 の近位端のノッチ 1 3 7 5 内に移動可能に受容されるような寸法である、ロック部材 1 1 1 2 を更に含む。このような構成により、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 内でのノッチ 1 3 7 5 との係合のために、適切な位置に残りながら、又は係合しながら、ロックスリーブ 1 1 1 0 はわずかに回転して、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 と係合し、係合解除することができる。例えば、ロックスリーブ 1 1 1 0 がその係合位置にある場合、ロック突出部は、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 の駆動ノッチ 1 3 1 6 内に配置され、これにより、遠位押力及び／又は近位引張力が発射部材組立体 1 3 0 0 からロックスリーブ 1 1 1 0 へと伝達され得る。このような軸方向の押運動、又は引張運動は次に、ロックスリーブ 1 1 1 0 から近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 へと伝達されることにより、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 を関節運動させる。実際には、発射部材組立体 1 3 0 0、ロックスリーブ 1 1 1 0、及び近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 は、ロックスリーブ 1 1 1 0 がその係合（関節運動）位置にあるときに共に移動する。他方で、ロックスリーブ 1 1 1 0 がその係合解除位置にあるとき、ロック突出部は中間発射シャフト部分 1 3 1 0 の駆動ノッチ 1 3 1 6 内には受容されず、結果的に、遠位押力及び／又は近位引張力は、発射部材組立体 1 3 0 0 からロックスリーブ 1 1 1 0（そして、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0）に伝達され得ない。

【 0 0 3 8 】

図示した例において、係合位置と係合解除位置との間での、ロックスリーブ 1 1 1 0 の相対移動は、近位閉鎖管 1 9 1 0 と連係するシフタ組立体 1 1 0 0 により、制御されてもよい。依然として図 5 を参照すると、シフタ組立体 1 1 0 0 は、ロックスリーブ 1 1 1 0 の外側周辺に形成された鍵溝内に摺動可能に受容されるように構成された、シフタキー 1 1 2 0 を更に含む。このような構成により、シフタキー 1 1 2 0 がロックスリーブ 1 1 1 0 に対して軸移動することが可能となる。その開示全体が参照により本明細書に組み込まれている、同日に出願された米国特許出願（表題「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」）（代理人整理番号 END 8 2 0 9 U S N P / 1 7 0 0 9 7）に更に詳細に論じられているように、シフタキー 1 1 2 0 の一部は、近位閉鎖管部分 1 9 1 0 内でカム開口部（図示せず）とカム作用により相互作用するように、構成されている。また、図示した例では、シフタ組立体 1 1 0 0 は、近位閉鎖管部分 1 9 1 0 の近位端部分に回転可能に受容される、スイッチドラム 1 1 3 0 を更に含む。シフタキー 1 1 2 0 の一部は、スイッチドラム 1 1 3 0 内の軸スロットセグメントを通して延び、スイッチドラム 1 1 3 0 内の弓状スロットセグメント内に移動可能に受容される。スイッチドラムねじりバネ 1 1 3 2 がスイッチドラム 1 1 3 0 に固定され、ノズル組立体 1 2 4 0 の一部に係合して、近位閉鎖管部分 1 9 1 0 内のカム開口部の端部部分にシフタキー 1 1 2 0 の一部が到達するまで、スイッチドラム 1 1 3 0 を回転させる役割を果たすねじれ付勢又は回転を適用する。この位置にあるとき、スイッチドラム 1 1 3 0 はねじれ付勢をシフタキー 1 1 2 0 にもたらすことにより、ロックスリーブ 1 1 1 0 を回転させて、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 との係合位置にする。この位置はまた、近位閉鎖管 1 9 1 0（及び、遠位閉鎖管セグメント 1 9 3 0）の非作動構成に対応している。

【 0 0 3 9 】

ある構成では例えば、近位閉鎖管 1 9 1 0 が非作動構成にある（アンビル 1 8 1 0 が、細長通路 1 6 0 2 に固定されたカートリッジから離れて開位置にある）とき、中間発射シャフト部分 1 3 1 0 が作動することにより、近位関節運動ドライバ 1 3 7 0 が軸移動し、エンドエフェクタ 1 5 0 0 の関節運動が容易になる。ユーザが外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 を所望の向きに関節運動させると、次いでユーザは、近位閉鎖管部分 1 9 1 0 を作動させることができる。近位閉鎖管部分 1 9 1 0 を作動させることにより、遠位閉鎖管セ

グメント 1930 の遠位移動がもたされ、最終的に閉鎖運動がアンビル 1810 に適用される。近位閉鎖管部分 1910 のこの遠位移動により、その中のカム開口部において、シフタキー 1120 のカム部分とのカム作用による相互作用がもたされることにより、シフタキー 1120 が作動方向に、ロックスリーブ 1110 を回転させる。ロックスリーブ 1110 のこのような回転により、中間発射シャフト部分 1310 内で、駆動ノッチ 1316 からロック突出部が係合解除される。このような構成にあるとき、発射駆動システム 530 が作動して、近位関節運動ドライバ 1370 を作動させることなく、中間発射シャフト部分 1310 を作動させることができる。スイッチドラム 1130 及びロックスリーブ 1110 の動作、並びに、本明細書に記載される様々な交換式外科用道具組立体と共に用いることができる、代替の関節運動及び発射駆動構成に関する更なる詳細は、これらの開示全体が、参照により本明細書に組み込まれる、米国特許出願第 13/803,086 号（現在は米国特許公開第 2014/0263541 号）及び米国特許出願第 15/019,196 号に見出すことができる。

【0040】

図 5 及び図 15 にもまた示すように、交換式外科用道具組立体 1000 は、ノズル組立体 1240 を回転させることにより、道具シャーシ 1210 に対するシャフト軸 SA を中心にしたシャフト及びエンドエフェクタ 1500 の回転移動を容易にしながら、電力を外科用エンドエフェクタ 1500 に／から伝えし、かつ／又は、外科用エンドエフェクタ 1500 に／から、信号を通信するように構成可能な、搭載された回路基板 1152 の背後にある、スリップリング組立体 1150 を備えることができる。図 15 に示すように、少なくとも 1 つの構成において、搭載された回路基板 1152 は、例えば、ハンドル組立体 500 又はロボットシステムコントローラ内で支持されるマイクロプロセッサ 560 と通信する、ハウジングコネクタ 562（図 9）と連係するように構成された、搭載されたコネクタ 1154 を含む。スリップリング組立体 1150 は、搭載された回路基板 1152 と連係する近位コネクタ 1153 と連係するように構成されている。スリップリング組立体 1150 及び関連するコネクタに関する更なる詳細は、それらの各全体が本明細書に参考として組み込まれる、米国特許出願第 13/803,086 号、現在は米国特許出願公開第 2014/0263541 号、及び米国特許出願第 15/019,196 号、並びにその全体が参照として本明細書に組み込まれる、米国特許出願第 13/800,067 号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」（現在は米国特許出願公開第 2014/0263552 号）に見出され得る。

【0041】

本明細書で開示した交換式外科用道具組立体 1000 の例示的なバージョンを、ナイフ部材により組織の切断を容易にし、切断組織を、高周波（RF）エネルギーを用いて封止するように構成された、標準的な（機械式）外科用締結具カートリッジ 1400 又はカートリッジ 1700 と共に使用することができる。図 4 に再び戻ると、従来の、又は標準的な機械式カートリッジ 1400 が示されている。このようなカートリッジ構成は既知であり、細長通路 1602 内で着脱可能に受容され支持されるような寸法、及び形状である、カートリッジ本体 1402 を備えることができる。例えば、カートリッジ本体 1402 は、細長通路 1602 とスナップ係合して、着脱可能に保持されるように構成されてもよい。カートリッジ本体 1402 は細長スロット 1404 を含み、このスロットを通して、ナイフ部材 1330 の軸移動に適応する。カートリッジ本体 1402 は、中央に配置された細長スロット 1404 の各側面の列に位置合わせされた複数のステーブルドライバ（図示せず）をその内部に動作可能に支持する。ドライバは、カートリッジ本体 1402 の上部デッキ表面 1410 を通って開いている、対応するステーブル／締結具ポケット 1412 と関連付けられる。ステーブルドライバのそれぞれは、1 つ以上の外科用ステーブル又は締結具（図示せず）を支持する。スレッド組立体 1420 がカートリッジ本体 1402 の近位端内で支持されており、カートリッジ 1400 が新しいものであり、発射されていないときには、開始位置においてドライバ及び締結具に近位に位置している。スレッド組立

体 1 4 2 0 は、複数の傾斜した又は楔形のカム 1 4 2 2 を含み、各カム 1 4 2 2 は、スロット 1 4 0 4 の側面上に位置する締結具又はドライバの特定のラインに対応する。スレッド組立体 1 4 2 0 は、アンビルとカートリッジデッキ表面 1 4 1 0 との間でクランプ留めされた組織を通してナイフ部材が遠位に駆動されるときに、ナイフ部材 1 3 3 0 により接触され駆動されるように構成されている。ドライバがカートリッジデッキ表面 1 4 1 0 に向けて上向きに駆動されると、その上で支持されている締結具（単数又は複数）は、ステープルポケット 1 4 1 2 から、アンビルとカートリッジとの間でクランプ留めされた組織を通して駆動される。

【 0 0 4 2 】

依然として図 4 を参照すると、少なくとも 1 つの形態のアンビル 1 8 1 0 は、水平に突出し、細長通路 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 の直立壁 1 6 2 2 に形成された、対応するトラニオンクレードル 1 6 1 4 の中に枢動可能に受容される、一対のアンビルトラニオン 1 8 2 2 を有するアンビル固定部分 1 8 2 0 を含む。アンビルトラニオン 1 8 2 2 は、通路キャップ又はアンビル保持装置 1 6 3 0 により、対応するトラニオンクレードル 1 6 1 4 内で枢動可能に保持される。アンビル固定部分 1 8 2 0 は、シャフト軸 S A を横断する、固定されたアンビル枢動軸を中心にしたアンビル固定部分 1 8 2 0 に対する選択的な枢動移動のために、細長通路 1 6 0 2 の上で、移動可能に、又は枢動可能に支持される。図 6 及び図 7 に示すように、少なくとも 1 つの形態において、アンビル 1 8 1 0 は、例えば導電性金属材料から作製されるアンビル本体部分 1 8 1 2 を含み、中にナイフ部材 1 3 3 0 を摺動可能に収容するように構成された中央に配置されたアンビルスロット 1 8 1 5 の各側面に、中に形成された一連の締結具形成ポケット 1 8 1 4 を有するステープル形成下面 1 8 1 3 を有する。アンビルスロット 1 8 1 5 は、アンビル本体 1 8 1 2 を通って長手方向に延びる上部開口部 1 8 1 6 へと開口し、発射の間、ナイフ部材 1 3 3 0 上にアンビル係合特徴部 1 3 3 6 を収容する。従来の機械式外科用ステープル／締結具カートリッジ 1 4 0 0 が細長通路 1 6 0 2 内に取り付けられると、ステープル／締結具は組織 T を通って駆動され、対応する締結具形成ポケット 1 8 1 4 との接触を形成する。アンビル本体 1 8 1 2 は上部に開口部を有し、例えば取り付けを容易にすることができる。アンビルキャップ 1 8 1 8 を中に挿入し、アンビル本体 1 8 1 2 に溶接して開口部を取り囲み、アンビル本体 1 8 1 2 の全体の剛性を改善することができる。図 7 に示すように、R F カートリッジ 1 7 0 0 と共にエンドエフェクタ 1 5 0 0 の使用を容易にするために、締結具形成下面 1 8 1 3 の組織に面しているセグメント 1 8 1 7 は、その上に電気絶縁性材料 1 8 1 9 を有してよい。

【 0 0 4 3 】

図示した構成において、交換式外科用道具組立体 1 0 0 0 は、全般的に 1 6 4 0 として示される発射部材ロックアウトシステムと共に構成される。図 8 を参照されたい。図 8 に示すように、細長通路 1 6 0 2 は、突出する 2 つの直立側壁 1 6 2 2 を有する底部表面又は底部 1 6 2 0 を含む。中央に配置された長手方向通路スロット 1 6 2 4 は底部 1 6 2 0 を通して形成され、ナイフ部材 1 3 3 0 がスロットを通して軸移動することを容易にする。通路スロット 1 6 2 4 は、ナイフ部材 1 3 3 0 上に通路係合特徴部又は足部 1 3 3 8 を収容する長手方向パッセージ 1 6 2 6 へと開口している。パッセージ 1 6 2 6 は、通路係合特徴部又は足部 1 3 3 8 の対応する部分に係合する役割を果たす、内側に延びる 2 つの出っ張り部分 1 6 2 8 を画定する役割を果たす。発射部材ロックアウトシステム 1 6 4 0 は、ナイフ部材 1 3 3 0 が開始位置にあるときに、それぞれが、通路係合特徴部又は足部 1 3 3 8 の対応する部分を受容するように構成された、通路スロット 1 6 2 4 の各側面に位置する近位開口部 1 6 4 2 を含む。ナイフロックアウトバネ 1 6 5 0 は、細長通路 1 6 0 2 の近位端 1 6 1 0 で支持され、ナイフ部材 1 3 3 0 を下に向かって付勢する役割を果たす。図 8 に示すように、ナイフロックアウトバネ 1 6 5 0 は、ナイフ本体 1 3 3 2 上に、対応する中央通路係合特徴部 1 3 3 7 に係合するように構成された、2 つの遠位末端バネアーム 1 6 5 2 を含む。バネアーム 1 6 5 2 は、中央通路係合特徴部 1 3 3 7 を下に向かって付勢するように構成されている。したがって、開始（未発射位置）にあるときに、

10

20

30

40

50

ナイフ部材 1330 は下向きに付勢され、通路係合特徴部又は足部 1338 は、細長 1602 通路の対応する近位開口部 1642 内に受容される。そのロック位置にあるとき、ナイフ 1330 を遠位に前進させようとする、中央通路係合特徴部 1137 及び／又は足部 1338 は、細長通路 1602 上で直立した出っ張り 1654 と係合し（図 8 及び図 11）、ナイフ 1330 は発射できなくなる。

【0044】

依然として図 8 を参照すると、発射部材ロックアウトシステム 1640 は、発射部材本体 1332 の遠位端に形成された、又はそこで支持された、ロック解除組立体 1660 もまた含む。ロック解除組立体 1660 は、スレッド組立体 1420 が、未発射の外科用ステープルカートリッジ 1400 にて開始位置にあるときに、スレッド組立体 1420 に形成されたロック解除特徴部 1426 に係合するように構成された、遠位に延びる出っ張り 1662 を含む。したがって、未発射の外科用ステープルカートリッジ 1400 が細長通路 1602 に適切に取り付けられると、ロック解除組立体 1660 の出っ張り 1662 が、ナイフ部材 1330 を上向きに付勢する役割を果たすスレッド組立体 1420 上でロック解除特徴部 1426 と接触し、中央通路係合特徴部 1137 及び／又は足部 1338 が、通路底部 1620 内で直立した出っ張り 1654 を取り除き、ナイフ部材 1330 の細長通路 1602 を通っての軸通過を容易にする。部分的に発射されたカートリッジ 1400 が細長通路に、知らぬ間に取り付けられた場合、スレッド組立体 1420 は開始位置ではなく、ナイフ部材 1330 はロック位置にとどまる。

【0045】

ここから、ハンドル組立体 500 への交換式外科用道具組立体 1000 の取り付けについて、図 3 及び図 9 を参照して記載する。連結プロセスを開始するために、臨床医は、道具シャーシ 1210 上に形成された先細取り付け部分 1212 がハンドルフレーム 506 のダブテールスロット 507 と整列するように、交換式外科用道具組立体 1000 の道具シャーシ 1210 をハンドルフレーム 506 の遠位端の上方に、又はそれに隣接して配置してもよい。臨床医は、次いで、先細取り付け部分 1212 を、ハンドルフレーム 506 の遠位端の対応するダブテール受容スロット 507 と「動作可能に係合」した状態で着座させるように、外科用道具組立体 1000 をシャフト軸 SA に垂直な取り付け軸 IA に沿って移動させてもよい。そうすることで、中間発射シャフト部分 1310 上の発射シャフト取り付けラグ 1314 もまた、ハンドル組立体 500 内の長手方向に移動可能な駆動部材 540 のクレードル 544 内に着座され、閉鎖リンク 514 上にあるピン 516 の部分が、閉鎖シャトル 1914 の対応するフック 1917 内に着座される。本明細書で使用する、2つの構成要素の文脈における「動作可能な係合」という用語は、それら2つの構成要素が互いに十分に係合され、それにより、作動運動をそれらに適用すると、構成要素が意図される行為、機能、及び／又は手順を実施し得ることを意味する。本プロセス中にはまた、外科用道具組立体 1000 の、搭載されたコネクタ 1154 が、例えばハンドル組立体 500 又はロボットシステムコントローラ内で支持されたマイクロプロセッサ 560 と通信するハウジングコネクタ 562 に連結される。

【0046】

通常の外科的処置の間、臨床医は、標的組織にアクセスするため、患者のトロカール又は他の開口部を通して、外科用エンドエフェクタ 1500 を手術部位へと導入することができる。そうするとき、臨床医は、典型的には、シャフト軸 SA に沿って外科用エンドエフェクタ 1500 を軸方向に整列させる（非関節運動状態）。外科用エンドエフェクタ 1500 がトロカールポートを通過すると、例えば、臨床医には、エンドエフェクタ 1500 を関節運動させて、標的組織に隣接させて有利に配置することが必要とされ得る。これは、アンビル 1810 が標的組織の上で閉じる前であるため、閉鎖駆動システム 510 は非作動のままである。この位置にあるとき、発射駆動システム 530 が作動することにより、関節運動が近位関節運動ドライバ 1370 に適用される。エンドエフェクタ 1500 が所望の関節運動位置に達すると、発射駆動システム 530 は非活性化され、関節運動ロック 1390 が外科用エンドエフェクタ 1500 を関節運動位置で保持することができる

。次に臨床医は、閉鎖駆動システム510を作動させて、アンビル1810を標的組織の上で閉じることができる。閉鎖駆動システム510をこのように作動させることによってまた、シフタ組立体1100が中間発射シャフト部分1310から近位関節運動ドライバ1370を分離することができる。したがって、標的組織が外科用エンドエフェクタ1500で捕捉されると、臨床医は再び、発射駆動システム530を作動させて、発射部材1330を外科用ステープル／締結具カートリッジ1400、又はRFカートリッジ1700を通して軸方向に前進させ、クランプ留めした組織を切断し、ステープル／締結具を切断した組織Tに発射する。他の閉鎖及び発射装置構成、作動装置構成（共に手持ち型、手動、及び自動又はロボット式）もまた使用して、本開示の範囲を逸脱することなく、外科用道具組立体1000の閉鎖システム構成要素、関節運動システム構成要素、及び／又は発射システム構成要素の軸移動を制御することができる。

10

【0047】

上で示したとおり、外科用道具組立体1000は、従来の機械式外科用ステープル／締結具カートリッジ1400及びRFカートリッジ1700と共に使用するように構成されている。少なくとも1つの形態において、RFカートリッジ1700は、凝固用電流を電流経路内の組織に送達しながら、ナイフ部材1330を用いて、アンビル1810とRFカートリッジ1700との間でクランプ留めされた組織の機械的切断を容易にすることができる。組織を機械的に切断し、電流を用いて凝固させる代替的な構成はまた、例えば、米国特許第5,403,312号；同第7,780,663号、及び米国特許出願第15/142,609号（表題「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ELECTRICALLY CONDUCTIVE GAP SETTING AND TISSUE ENGAGING MEMBERS」）（上記それぞれの参照文献である開示全体は、本明細書に参照により組み込まれている）に開示されている。このような器具により、例えば、止血が改善され、外科的複雑性の減少並びに手術室にいる時間の減少がもたらされ得る。

20

【0048】

図10～図12に示すように、少なくとも1つの構成において、RF外科用カートリッジ1700は、細長通路1602内で着脱可能に受容され支持されるような寸法、及び形状である、カートリッジ本体1710を含む。例えば、カートリッジ本体1710は、細長通路1602とスナップ係合して、着脱可能に保持されるように構成されてもよい。様々な構成において、カートリッジ本体1710はポリマー材料、例えば、液晶ポリマー（LCP）VECTRA（商標）などのエンジニアリング熱可塑性樹脂から作製可能であり、細長通路1602は金属から作製可能である。少なくとも一態様において、カートリッジ本体1710は、カートリッジ本体を通して長手方向に延び、ナイフ1330の長手方向移動を収容する、中央に配置された細長スロット1712を含む。図10及び図11に示すように、一対のロックアウト係合尾部1714は、カートリッジ本体1710から近位に延びる。各ロックアウト係合尾部1714は、通路底部1620の対応する近位開口部部分1642内に受容される寸法である、下側に形成されるロックアウトパッド1716を有する。したがって、カートリッジ1700が細長通路1602に適切に取り付けられると、ロックアウト係合尾部1714は開口部1642及び出っ張り1654を覆い、ナイフ1330を、発射の準備ができたロック解除位置で保持する。

30

40

【0049】

ここで、図10～図13に戻ると、図示した例において、カートリッジ本体1710は、中央に配置された隆起電極パッド1720を有して形成されている。最も具体的には図6に確認できるように、細長スロット1712は、電極パッド1720の中心を通して延び、パッド1720を、左パッドセグメント1720Lと右パッドセグメント1720Rとに分割する役割を果たす。右側フレキシブル回路組立体1730Rは右パッドセグメント1720Rに取り付けられ、左側フレキシブル回路組立体1730Lは左パッドセグメント1720Lに取り付けられている。少なくとも1つの構成では、例えば、右側フレキシブル回路1730Rは、例えば、右側パッド1720Rに取り付けられた右側絶縁体シ

50

ース／部材 1 7 3 4 R に支持された、取り付けられた、又は埋め込まれた、R F 用の、幅広い導電体／導電体、及び、従来のステーブル留め用の薄い導電体を含むことができる、複数の導電体 1 7 3 2 R を備える。更に、右側フレキシブル回路組立体 1 7 3 0 R は、「フェーズ 1」、即ち近位右側電極 1 7 3 6 R、及び「フェーズ 2」、即ち遠位右側電極 1 7 3 8 R を含む。同様に、左側フレキシブル回路組立体 1 7 3 0 L は、例えば、左側パッド 1 7 2 0 L に取り付けられた左側絶縁体シース／部材 1 7 3 4 L に支持された、取り付けられた、又は埋め込まれた、R F 用の、幅広い導電体／導電体、及び、従来のステーブル留め用の薄い導電体を含むことができる、複数の導電体 1 7 3 2 L を備える。更に、左側フレキシブル回路組立体 1 7 3 0 L は、「フェーズ 1」、即ち近位左側電極 1 7 3 6 L、及び「フェーズ 2」、即ち遠位左側電極 1 7 3 8 L を含む。左側導電体 1 7 3 2 L 及び右側導電体 1 7 3 2 R は、カートリッジ本体 1 7 1 0 の遠位端部分に固定された遠位マイクロチップ 1 7 4 0 に取り付けられている。ある構成では例えば、右側フレキシブル回路 1 7 3 0 R 及び左側フレキシブル回路 1 7 3 0 L はそれぞれ、約 0.025 インチの全体幅「CW」を有することができ、電極 1 7 3 6 R、1 7 3 6 L、1 7 3 8 R、1 7 3 8 R のそれぞれは、例えば約 0.010 インチの幅「EW」を有する。図 13 を参照されたい。しかし、他の幅／寸法が想到され、代替の態様において用いられてよい。

【0050】

少なくとも 1 つの構成では、R F エネルギーは、従来の R F 発電機 4 0 0 により、供給リード 4 0 2 を通って外科用道具組立体 1 0 0 0 に供給される。少なくとも 1 つの構成では、供給リード 4 0 2 は、搭載された回路基板 1 1 5 2 上のセグメント化 R F 回路 1 1 6 0 に取り付けられた、対応する雌型コネクタ 4 1 0 にプラグ接続されるように構成された、雄型プラグ組立体 4 0 6 を含む。図 15 を参照されたい。このような構成により、発電機 4 0 0 から供給リード 4 0 2 を巻回することなく、ノズル組立体 1 2 4 0 を回転させることによって、道具シャーシ 1 2 1 0 に対するシャフト軸 S A を中心にしたシャフト及びエンドエフェクタ 1 5 0 0 の回転移動が容易になる。搭載されたオン／オフ電源スイッチ 4 2 0 が、R F 発電機のオンとオフとを切り替えるために、掛留組立体 1 2 8 0 及び道具シャーシ 1 2 1 0 上に支持されている。道具組立体 1 0 0 0 がハンドル組立体 5 0 0 又はロボットシステムに動作可能に連結されているとき、搭載されたセグメント化 R F 回路 1 1 6 0 は、コネクタ 1 1 5 4 及び 5 6 2 を介してマイクロプロセッサ 5 6 0 と通信する。図 1 に示すように、ハンドル組立体 5 0 0 は、封止、ステーブル留め、ナイフ位置、カートリッジのステータス、組織、温度の進行に関する情報を確認するために表示スクリーン 4 3 0 もまた含むことができる。図 15 でもまた確認できるように、スリップリング組立体 1 1 5 0 は、フレキシブルシャフト回路ストリップを含む遠位コネクタ 1 1 6 2、又は、R F 用に使用する、関係する活動及びより幅広い導電体 1 1 6 8 をステーブル留めするための、狭い複数の導電体 1 1 6 6 を含み得る組立体 1 1 6 4 と連絡する。図 14 及び図 15 に示すように、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 は、ナイフバー 1 3 2 0 を形成する積層板又は積層されたバー 1 3 2 2 の間で、中心で支持される。このような構成により、エンドエフェクタ 1 5 0 0 の関節運動の間に十分な硬さを残したまま、ナイフバー 1 3 2 0 とフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 とを十分に撓曲させることが容易となり、ナイフ部材 1 3 3 0 がクランプ留めされた組織を通して遠位に前進することが可能となる。

【0051】

図 10 に再び戻ると、少なくとも 1 つの図示した構成において、細長通路 1 6 0 2 は、細長通路 1 6 0 2 の近位端 1 6 1 0 から、細長通路底部 1 6 2 0 の遠位位置 1 6 2 3 に延びるくぼみ 1 6 2 1 内で支持された、通路回路 1 6 7 0 を含む。通路回路 1 6 7 0 は、電気接触のために、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の遠位接触部分 1 1 6 9 と接触する近位接触部分 1 6 7 2 を含む。通路回路 1 6 7 0 の遠位端 1 6 7 4 は、通路壁 1 6 2 2 の 1 つに形成された、対応する壁のくぼみ 1 6 2 5 内に受容され、折りたたまれ、通路壁 1 6 2 2 の上部縁 1 6 2 7 に取り付けられる。一連の、対応する露出した接触部 1 6 7 6 は、図 10 に示すように、通路回路 1 6 7 0 の遠位端 1 6 7 4 内に備えられる。

図10でもまた確認できるように、フレキシブルカートリッジ回路1750の端部1752は遠位マイクロチップ1740に取り付けられ、カートリッジ本体1710の遠位端部分に固定される。別の端部1754はカートリッジデッキ表面1711の縁を覆って折りたたまれ、通路回路1670の露出した接触部1676と電気接触するように構成された、露出した接触部1756を含む。したがって、RFカートリッジ1700が細長通路1602に取り付けられると、電極と遠位マイクロチップ1740が給電され、フレキシブルカートリッジ回路1750とフレキシブル通路回路1670とフレキシブルシャフト回路1164とスリップリング組立体1150との接触部を介して、搭載された回路基板1152と通信する。

【0052】

図16A～図16Bは、本開示の一態様に従った、2つの図面にまたがる、図1の外科用器具10の制御回路700のブロック図である。主に図16A～図16Bを参照すると、ハンドル組立体702は、モータドライバ715により制御可能であり、外科用器具10の発射システムにより用いられることが可能な、モータ714を備えることができる。様々な形態において、モータ714は、約25,000RPMの最大回転速度を有する、ブラシ付きDC駆動モータであってよい。別の構成において、モータ714はブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は任意の他の好適な電動モータを含んでよい。モータドライバ715は、例えば、電界効果トランジスタ(FET)719を含むHブリッジドライバを備えてもよい。モータ714は、制御電力を外科用器具10に供給するためにハンドル組立体500に解放可能に固定された電源組立体706により給電されてもよい。電源組立体706は、外科用器具10に給電するための電源として使用され得る、直列に接続された複数の電池を備えてもよい。特定の状況下では、電源組立体706の電池セルは、交換可能及び／又は再充電可能であってよい。少なくとも1つの例では、電池セルは、電源組立体706に別個に連結可能であり得るリチウムイオン電池であってよい。

【0053】

シャフト組立体704は、シャフト組立体704と電源組立体706がハンドル組立体702に連結されている間に、インタフェースを介して安全コントローラ及び電力管理コントローラ716と通信可能である、シャフト組立体コントローラ722を含むことができる。例えば、インタフェースは、シャフト組立体704及び電源組立体706がハンドル組立体702に連結されている間にシャフト組立体コントローラ722と電力管理コントローラ716との間の電気通信を可能にするために、対応するシャフト組立体電気コネクタとの連結係合のために1つ以上の電気コネクタを含み得る第1のインタフェース部分725、及び、対応する電源組立体電気コネクタとの連結係合のために1つ以上の電気コネクタを含み得る第2のインタフェース部分727を備え得る。インタフェースを介して1つ以上の通信信号を送信して、取り付けられて交換式シャフト組立体704の1つ以上の電力要件を電力管理コントローラ716に送信することができる。それに応じて、電力管理コントローラは、取り付けられたシャフト組立体704の電力要件に従って、以下に更に詳細に記載されているように、電源組立体706の電池の電力出力を変調し得る。コネクタは、ハンドル組立体702の、シャフト組立体704及び／又は電源組立体706への機械的連結係合の後に活性化して、シャフト組立体コントローラ722と電力管理コントローラ716との電氣的通信を可能にすることができるスイッチを備えることができる。

【0054】

インタフェースは、例えば、ハンドル組立体702に収められたメインコントローラ717を通して、通信信号の経路指定を行うことにより、電力管理コントローラ716とシャフト組立体コントローラ722との1つ以上のこのような通信信号の伝達を容易にすることができる。他の状況下では、シャフト組立体704及び電源組立体706がハンドル組立体702に連結されている間、インタフェースは、ハンドル組立体702を介した電力管理コントローラ716とシャフト組立体コントローラ722との間の直接線の通信を

10

20

30

40

50

容易にし得る。

【0055】

メインコントローラ717は、Texas Instrumentsの商標名ARM Cortexとして知られるものなど、任意のシングルコア又はマルチコアプロセッサであってよい。一態様では、メインコントローラ717は、例えば、その詳細が製品データシートで入手可能である、最大40MHzの256KBのシングルサイクルフラッシュメモリ若しくは他の不揮発性メモリのオンチップメモリ、性能を40MHz超に改善するためのプリフェッチバッファ、32KBのシングルサイクルシリアルランダムアクセスメモリ（SRAM）、StellarisWare（登録商標）ソフトウェアを搭載した内部読み出し専用メモリ（ROM）、2KBの電氣的消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EEPROM）、1つ以上のパルス幅変調（PWM）モジュール、1つ以上の直交エンコーダ入力（QEI）アナログ、12個のアナログ入力チャネルを備える1つ以上の12ビットアナログーデジタル変換器（ADC）を含む、Texas Instrumentsから入手可能なLM4F230H5QR ARM Cortex-M4Fプロセッサコアであってもよい。

10

【0056】

安全コントローラは、やはりTexas Instrumentsの商標名Hercules ARM Cortex R4として知られている、TMS570及びRM4xなど、2つのコントローラベースファミリを備える安全コントローラプラットフォームであってよい。安全コントローラは、拡張性のある性能、接続性、及びメモリの選択肢を提供しながら、高度な集積型安全機構を提供するために、中でも特に、IEC 61508及びISO 26262の安全限界用途専用に構成されてもよい。

20

【0057】

電源組立体706は、電力管理回路を含んでよく、電力管理回路は、電力管理コントローラ716、電力変調器738、及び電流感知回路736を含み得る。シャフト組立体704及び電源組立体706がハンドル組立体702に連結されている間に、電力管理回路は、シャフト組立体704の電力要件に基づいて電池の電力出力を変調するように構成され得る。電力管理コントローラ716は、電源組立体706の電力出力の電力変調器738を制御するようにプログラムされ得、電流感知回路736は、電源組立体706の電力出力を監視して、電池の電力出力に関するフィードバックを電力管理コントローラ716に提供するように用いられ得るため、電力管理コントローラ716は、電源組立体706の電力出力を調節して、所望の出力を維持することができる。電力管理コントローラ716及び／又はシャフト組立体コントローラ722はそれぞれ、多数のソフトウェアモジュールを記憶可能な1つ以上のプロセッサ、及び／又はメモリユニットを備えることができる。

30

【0058】

外科用器具10（図1～図5）は、感覚フィードバックをユーザに提供するための装置を含み得る、出力装置742を備えることができる。このような装置は、例えば、視覚的フィードバック装置（例えば、LCD表示スクリーン、LEDインジケータ）、可聴フィードバック装置（例えば、スピーカー、ブザー）又は触覚フィードバック装置（例えば、触覚作動装置）を含んでもよい。このような装置は、例えば、視覚的フィードバック装置（例えば、LCDディスプレイスクリーン、LEDインジケータ）、可聴フィードバック装置（例えば、スピーカー、ブザー）又は触覚フィードバック装置（例えば、触覚作動装置）を含んでもよい。特定の状況下では、出力装置742は、ハンドル組立体702に含まれ得るディスプレイ743を備えてよい。シャフト組立体コントローラ722及び／又は電力管理コントローラ716は、出力装置742を介して外科用器具10のユーザにフィードバックを提供し得る。インタフェースは、シャフト組立体コントローラ722及び／又は電力管理コントローラ716を出力装置742に接続するように構成することができる。出力装置742は代わりに、電源組立体706と一体化することができる。このような状況下では、シャフト組立体704がハンドル組立体702に連結されている一方で

40

50

、出力装置 7 4 2 とシャフト組立体コントローラ 7 2 2 との間の通信はインタフェースを介して成し遂げられ得る。

【0059】

制御回路 7 0 0 は、電動外科用器具 1 0 の動作を制御するように構成された回路セグメントを備える。安全コントローラセグメント（セグメント 1）は、安全コントローラ、及びメインコントローラ 7 1 7 セグメント（セグメント 2）を備える。安全コントローラ及び／又はメインコントローラ 7 1 7 は、加速度セグメント、ディスプレイセグメント、シャフトセグメント、エンコーダセグメント、モータセグメント、及び電力セグメントなどの 1 つ以上の追加の回路セグメントと相互作用するように構成されている。回路セグメントのそれぞれは、安全コントローラ及び／又はメインコントローラ 7 1 7 に連結されてよい。メインコントローラ 7 1 7 もまた、フラッシュメモリに連結される。メインコントローラ 7 1 7 は、シリアル通信インタフェースもまた備える。メインコントローラ 7 1 7 は、例えば、1 つ以上の回路セグメント、電池、及び／又は複数のスイッチに連結された、複数の入力を備える。セグメント化回路は、例えば、電動外科用器具 1 0 内のプリント回路基板組立体（PCBA）など、任意の好適な回路によって実装されてもよい。プロセッサという用語は、本明細書で使用する時、任意のマイクロプロセッサ、プロセッサ、1 つ若しくは複数のコントローラ、又は、コンピュータの中央処理装置（CPU）の機能を 1 つの集積回路又は最大で数個の集積回路上に組み込んだ、他の基本コンピューティングデバイスを含むと理解されるべきである。メインコントローラ 7 1 7 は、デジタルデータを入力として受領し、メモリに記憶された命令に従ってそのデータを処理し、結果を出力として提供する、多目的のプログラム可能装置である。これは、内部メモリを有するので、逐次的デジタル論理の一例である。制御回路 7 0 0 は、本明細書で記載される 1 つ以上のプロセスを実装するように構成されてもよい。

【0060】

加速度セグメント（セグメント 3）は加速度計を備える。加速度計は、電動外科用器具 1 0 の移動又は加速度を検出するように構成されている。加速度計からの入力は、スリープモードとの間での遷移、電動外科用器具の配向の識別、及び／又は外科用器具が落下したときの識別に使用されてもよい。いくつかの例では、加速度セグメントは安全コントローラ及び／又はメインコントローラ 7 1 7 に連結される。

【0061】

ディスプレイセグメント（セグメント 4）は、メインコントローラ 7 1 7 に連結されたディスプレイコネクタを備える。表示コネクタは、メインコントローラ 7 1 7 を、ディスプレイの 1 つ以上の集積回路ドライバを通して、ディスプレイに連結している。ディスプレイの集積回路ドライバは、ディスプレイと一体化されてよく、かつ／又はディスプレイとは別個に配置されてよい。ディスプレイは、例えば、有機発光ダイオード（OLED）ディスプレイ、液晶ディスプレイ（LCD）、及び／又は任意の他の好適なディスプレイなど、任意の好適なディスプレイを含んでもよい。いくつかの例では、ディスプレイセグメントは安全コントローラに連結される。

【0062】

シャフトセグメント（セグメント 5）は、外科用器具 1 0（図 1～図 5）に連結された、交換式シャフト組立体 5 0 0 用の制御、並びに／又は、交換式シャフト組立体 5 0 0 に連結されたエンドエフェクタ 1 5 0 0 用の 1 つ以上の制御を備える。シャフトセグメントは、メインコントローラ 7 1 7 をシャフト PCBA に連結するように構成された、シャフトコネクタを備える。シャフト PCBA は、強誘電性ランダムアクセスメモリ（FRAM）、関節運動スイッチ、シャフト解放ホール効果スイッチ、及びシャフト PCBA EEPROM を有する低電力マイクロコントローラを備える。シャフト PCBA EEPROM は、交換式シャフト組立体 5 0 0 及び／又はシャフト PCBA に固有の、1 つ以上のパラメータ、ルーチン、及び／又はプログラムを含む。シャフト PCBA は交換式シャフト組立体 5 0 0 に連結されてもよく、かつ／又は、外科用器具 1 0 と一体であってもよい。いくつかの例では、シャフトセグメントは、第 2 のシャフト EEPROM を備える。第 2

のシャフトEEPROMは、電動外科用器具10と係合され得る1つ以上のシャフト組立体500及び／又はエンドエフェクタ1500に対応する複数のアルゴリズム、ルーチン、パラメータ、及び／又は他のデータを含む。

【0063】

位置エンコーダセグメント（セグメント6）は、1つ以上の磁気式角度回転位置エンコーダを備える。1つ以上の磁気式角度回転位置エンコーダは、外科用器具10（図1～図5）のモータ714、交換式シャフト組立体500、並びに／又はエンドエフェクタ1500の回転位置を識別するように構成されている。いくつかの例では、磁気式角度回転位置エンコーダは、安全コントローラ及び／又はメインコントローラ717に連結されてよい。

10

【0064】

モータ回路セグメント（セグメント7）は、電動外科用器具10（図1～図5）の移動を制御するように構成された、モータ714を備える。モータ714は、1つ以上のHブリッジ電界効果トランジスタ（FET）、及びモータコントローラを備える、Hブリッジドライバによりメインマイクロコントローラプロセッサ717に連結される。Hブリッジドライバはまた、安全コントローラにも連結される。モータ電流センサは、モータの電流引き込み電流を測定するため、モータと直列に連結している。モータ電流センサは、メインコントローラ717及び／又は安全コントローラと信号通信している。いくつかの例では、モータ714は、モータ電磁干渉（EMI）フィルタに連結されている。

【0065】

モータコントローラは、第1のモータフラグ及び第2のモータフラグを制御して、モータ714のステータス及び位置をメインコントローラ717に示す。メインコントローラ717は、パルス幅変調（PWM）高信号、PWM低信号、方向信号、同期信号及びモータリセット信号をモータコントローラに、バッファを介して供給する。電力セグメントは、セグメント電圧を回路セグメントのそれぞれに提供するように構成される。

20

【0066】

電力セグメント（セグメント8）は、安全コントローラ、メインコントローラ717、及び追加の回路セグメントに連結された電池を備える。電池は、電池コネクタ及び電流センサによってセグメント化回路に連結されている。電流センサは、セグメント化回路の合計引き込み電流を測定するように構成されている。いくつかの例では、1つ以上の電圧変換器が、所定の電圧値を1つ以上の回路セグメントに提供するように構成されている。例えば、いくつかの例では、セグメント化回路は、3.3V電圧変換器及び／又は5V電圧変換器を備えてもよい。ブースト変換器は、例えば1.3V以下など、既定量以下のブースト電圧を提供するように構成されている。ブースト変換器は、電力集約的な動作の間、追加の電圧及び／又は電流を提供し、電圧低下又は低電力状態を防止するように構成されている。

30

【0067】

複数のスイッチは、安全コントローラ及び／又はメインコントローラ717に連結されている。スイッチは、セグメント化回路の、外科用器具10（図1～図5）の動作を制御し、かつ／又は外科用器具10のステータスを示すように構成されてよい。緊急離脱ドアスイッチ、及び緊急離脱用のホール効果スイッチは、緊急離脱ドアのステータスを示すように構成される。例えば、左側関節運動左スイッチ、左側関節運動右スイッチ、左側関節運動中央スイッチ、右側関節運動左スイッチ、右側関節運動右スイッチ、及び右側関節運動中央スイッチなど、複数の関節運動スイッチは、交換式シャフト組立体500（図1及び図3）並びに／又はエンドエフェクタ300（図1及び図4）の関節運動を制御するように構成されている。左側反転スイッチ及び右側反転スイッチは、メインコントローラ717に連結される。左側関節運動左スイッチ、左側関節運動右スイッチ、左側関節運動中央スイッチ、及び左側反転スイッチを備える左側スイッチは、左側可撓コネクタによってメインコントローラ717に連結されている。右側関節運動左スイッチ、右側関節運動右スイッチ、右側関節運動中央スイッチ、及び右側反転スイッチを備える右側スイッチは、

40

50

右側可撓コネクタによってメインコントローラ 717 に連結されている。発射スイッチ、クランプ解放スイッチ、及びシャフト係合スイッチは、メインコントローラ 717 に連結されている。

【0068】

任意の好適な機械的スイッチ、電気機械的スイッチ、又は固体スイッチを用いて、任意の組み合わせで、複数のスイッチを実装してよい。例えば、スイッチは、外科用器具 10（図 1～図 5）、又は対象体の存在と関連した構成要素の運動により操作される、制限スイッチであってよい。このようなスイッチを用いて、外科用器具 10 と関連した様々な機能を制御することができる。制限スイッチは、一組の接触部と機械的に繋がったアクチュエータからなる、電気機械装置である。対象体がアクチュエータと接触すると、装置はその接触部を操作して、電氣的接続を作成する、又は破壊する。その丈夫さ、取り付けの容易さ、及び動作の信頼性により、制限スイッチは様々な用途及び環境で用いられる。制限スイッチは、対象体の有無、通過、配置、及び移動の終了を判定することができる。他の実装形態において、スイッチは、とりわけホール効果装置、磁気抵抗性（MR）装置、巨大磁気抵抗性（GMR）装置、磁力計などの、磁場の影響下にて動作する、固体スイッチであってもよい。他の実装形態では、スイッチは、とりわけ光センサ、赤外線センサ、紫外線センサなどの光の影響下で動作する固体スイッチであってもよい。更に、スイッチは、例えばトランジスタ（例えば、FET、接合 FET、金属酸化物半導体 FET（MOSFET）、バイポーラなど）などの固体装置であってもよい。他のスイッチとしてはとりわけ、導電体非含有スイッチ、超音波スイッチ、加速度計、慣性センサを挙げることができる。

【0069】

図 17 は、本開示の一態様に従った、ハンドル組立体 702 と電源組立体 706 との間のインタフェース、及びハンドル組立体 702 と交換式シャフト組立体 704 との間のインタフェースを示す、図 1 の外科用器具の制御回路 700 の別のブロック図である。ハンドル組立体 702 は、メインコントローラ 717、シャフト組立体コネクタ 726、及び電源組立体コネクタ 730 を備えることができる。電源組立体 706 は、電源組立体コネクタ 732、電力管理コントローラ 716 を備え得る電力管理回路 734、電力変調器 738、及び電流感知回路 736 を含むことができる。シャフト組立体コネクタ 730、732 はインタフェース 727 を形成する。交換式シャフト組立体 704 及び電源組立体 706 がハンドル組立体 702 に連結されている間、電力管理回路 734 は、交換式シャフト組立体 704 の電力要件に基づいて電池 707 の電力出力を変調するように構成され得る。例えば、電力管理コントローラ 716 は、電源組立体 706 の電力出力の電力変調器 738 を制御するようにプログラムされ得、電流感知回路 736 は、電池 707 の電力出力に関するフィードバックを電力管理コントローラ 716 に提供するため、電源組立体 706 の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電力管理コントローラ 716 は、電源組立体 706 の電力出力を調節して、所望の出力を維持することができる。シャフト組立体 704 は、不揮発性メモリ 721 及びシャフト組立体コネクタ 728 に連結され、シャフト組立体 704 をハンドル組立体 702 に電氣的に連結する、シャフトプロセッサ 719 を備える。シャフト組立体コネクタ 726、728 は、インタフェース 725 を形成する。メインコントローラ 717、シャフトプロセッサ 719、及び／又は電力管理コントローラ 716 は、本明細書で記載されるプロセスの 1 つ以上を実装するように構成することができる。

【0070】

外科用器具 10（図 1～図 5）は、感覚フィードバックをユーザに送る出力装置 742 を備えることができる。このような装置は、視覚的フィードバック装置（例えば、LCD 表示画面、LED インジケータ）、可聴フィードバック装置（例えば、スピーカー、ブザー）又は触覚フィードバック装置（例えば、触覚作動装置）を含んでよい。特定の状況下では、出力装置 742 は、ハンドル組立体 702 に含まれ得るディスプレイ 743 を備えてよい。シャフト組立体コントローラ 722 及び／又は電力管理コントローラ 716 は、

出力装置 742 を介して外科用器具 10 のユーザにフィードバックを提供し得る。インタフェース 727 は、シャフト組立体コントローラ 722 及び／又は電力管理コントローラ 716 を出力装置 742 に接続するように構成され得る。出力装置 742 は電源組立体 706 と一体化されてもよい。交換式シャフト組立体 704 がハンドル組立体 702 に連結されている間に、出力装置 742 とシャフト組立体コントローラ 722 との通信が、インタフェース 725 を介して成し遂げられ得る。外科用器具 10 (図 1～図 5) の動作を制御するための制御回路 700 (図 16A～図 16B、及び図 6) を記載したが、本開示はここから、外科用器具 10 (図 1～図 5) 及び制御回路 700 の様々な構成に転じる。

【0071】

図 18 は、本開示の一態様に従った、様々な機能を制御するように構成された外科用器具 600 の概略図である。一態様では、外科用器具 600 は、I ビーム 614 などの変位部材の遠位並進を制御するようにプログラムされる。外科用器具 600 は、アンビル 616 と、I ビーム 614 と、RF カートリッジ 609 (破線で示す) と交換することができる着脱可能なステープルカートリッジ 618 と、を備え得るエンドエフェクタ 602 を備える。エンドエフェクタ 602、アンビル 616、I ビーム 614、ステープルカートリッジ 618、及び RF カートリッジ 609 は、例えば図 1～図 15 に関して本明細書に記載されているとおりに構成されてもよい。開示を簡潔かつ明確にするために、本開示のいくつかの態様は、図 18 を参照して説明され得る。制御回路 610、センサ 638、位置センサ 634、エンドエフェクタ 602、I ビーム 614、ステープルカートリッジ 618、RF カートリッジ 609、アンビル 616 などの、図 18 に概略的に示す構成要素は、本開示の図 1～図 17 と関連して記載されていることが理解されよう。

【0072】

したがって、図 18 に概略的に表される構成要素は、図 1～図 17 と関連して記載される、物理的かつ機能的に等価な構成要素により、速やかに置換可能である。例えば、一態様において、制御回路 610 は、図 16～図 17 と関連して図示及び記載される制御回路 700 として実装されてもよい。一態様では、センサ 638 はとりわけ、制限スイッチ、電気機械装置、固体スイッチ、ホール効果装置、磁気抵抗 (MR) 装置、巨大磁気抵抗 (GMR) 装置、磁力計として実装されてもよい。他の実装形態では、センサ 638 は、とりわけ光センサ、赤外線センサ、紫外線センサなどの、光の影響下で動作する固体スイッチであってもよい。更に、スイッチは、例えばトランジスタ (例えば、FET、接合 FET、金属酸化物半導体 FET (MOSFET)、バイポーラなど) などの固体装置であってもよい。他の実装形態では、センサ 638 は、とりわけ、導電体非含有スイッチ、超音波スイッチ、加速度計、慣性センサを含んでもよい。一態様では、位置センサ 634 は、Austria Microsystems, AG から入手可能な AS5055 EQFT シングルチップ磁気回転位置センサとして実装される磁気回転絶対位置決めシステムを備える絶対位置決めシステムとして実装されてもよい。位置センサ 634 は、制御回路 700 と連係して絶対位置決めシステムを提供することができる。位置は、磁石の上に位置し、桁毎計算法 (digit-by-digit method)、及びヴォルダーのアルゴリズム (Volder's algorithm) としても知られている、CORDIC プロセッサ (座標回転デジタルコンピュータ用) に連結された、複数のホール効果素子を含んでよく、加法、減法、ビットシフト、及びテーブル参照演算のみを必要とする、双曲線関数及び三角関数を計算するための簡潔かつ効果的なアルゴリズムを実装するために提供される。一態様では、エンドエフェクタ 602 は、図 1、図 2、及び図 4 と関連して図示及び記載される外科用エンドエフェクタ 1500 として実装されてもよい。一態様では、I ビーム 614 は、上に組織切断刃 1334 を動作可能に支持するナイフ本体 1332 を備えるナイフ部材 1330 として実装されてもよく、図 2～図 4、図 8、図 11、及び図 14 と関連して図示及び記載される、アンビル係合タブ又は特徴部 1336 及び通路係合特徴部又は足部 1338 を更に含んでよい。一態様では、ステープルカートリッジ 618 は、図 4 と関連して図示及び記載される、標準的な (機械式) 外科用締結具カートリッジ 1400 として実装されてもよい。一態様では、RF カートリッジ 609 は、図 1、図 2、図 6、及び図 10～図 13 と関連し

10

20

30

40

50

て図示及び記載される、高周波（RF）カートリッジ1700として実装されてもよい。一態様では、アンビル616は、図1、図2、図4、及び図6と関連して図示及び記載されるアンビル1810として実装されてもよい。これら、及び他のセンサ構成は、その全体が本明細書に参照により組み込まれる、同一出願の米国特許出願第15／628, 175号（表題「TECHNIQUES FOR ADAPTIVE CONTROL OF MOTOR VELOCITY OF A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」）に記載されている。

【0073】

Iビーム614などの直線変位部材の位置、移動、変位、及び／又は並進は、絶対位置決めシステム、センサ構成、及び位置センサ634として表される位置センサにより、測定可能である。Iビーム614が長手方向に移動可能な駆動部材540に連結されているため、Iビーム614の位置は、位置センサ634を使用する長手方向に移動可能な駆動部材540の位置を測定することによって判定することができる。したがって、以下の説明では、Iビーム614の位置、変位、及び／又は並進は、本明細書に記載される位置センサ634によって達成され得る。図16A及び図16Bに記載する制御回路700などの制御回路610は、本明細書に記載したIビーム614などの変位部材の並進を制御するようにプログラムすることができる。いくつかの例では、制御回路610は、1つ以上のマイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、又は1つ若しくは複数のプロセッサに、記載される方法で変位部材、例えばIビーム614を制御させる命令を実行するための他の好適なプロセッサを備えてもよい。一態様では、タイマー／計数回路631は、経過時間又はデジタルカウントなどの出力信号を制御回路610に提供して、位置センサ634によって測定されたIビーム614の位置をタイマー／計数回路631の出力と相関させ、その結果、制御回路610は、開始位置に対する特定の時間（ t ）におけるIビーム614の位置を判定することができる。タイマー／計数回路631は、経過時間を測定するか、外部イベントを計数するか、又は外部イベントの時間を測定するように構成されてよい。

【0074】

制御回路610は、モータ設定値信号622を生成してもよい。モータ設定値信号622は、モータコントローラ608に提供されてもよい。モータコントローラ608は、本明細書で説明するように、モータ604にモータ駆動信号624を提供してモータ604を駆動するように構成された1つ以上の回路を備えてもよい。いくつかの例では、モータ604は、図1に示すモータ505などのブラシ付きDC電動モータであってもよい。例えば、モータ604の速度は、モータ駆動信号624に比例してもよい。いくつかの例では、モータ604はブラシレス直流（DC）電動モータであってもよく、モータ駆動信号624は、モータ604の1つ以上の固定子巻線に提供されるパルス幅変調（PWM）信号を含んでもよい。また、いくつかの例では、モータコントローラ608は省略されてもよく、制御回路610がモータ駆動信号624を直接生成してもよい。

【0075】

モータ604は、エネルギー源612から電力を受容することができる。エネルギー源612は、電池、超コンデンサ、又は任意の他の好適なエネルギー源612であってもよく、あるいはそれを含んでもよい。モータ604は、伝達装置606を介してIビーム614に機械的に連結され得る。伝達装置606は、モータ604をIビーム614に連結するための1つ以上の歯車又は他の連結構成要素を含んでもよい。位置センサ634は、Iビーム614の位置を感知し得る。位置センサ634は、Iビーム614の位置を示す位置データを生成することができる任意の種類のセンサであってもよく、又はそれを含んでもよい。いくつかの例では、位置センサ634は、Iビーム614が遠位及び近位に並進すると一連のパルスを制御回路610に提供するように構成されたエンコーダを含んでもよい。制御回路610は、パルスを追跡してIビーム614の位置を判定してもよい。例えば近接センサを含む他の好適な位置センサが使用されてもよい。他の種類の位置センサは、Iビーム614の運動を示す他の信号を提供することができる。また、一部の例で

は、位置センサ 6 3 4 は省略されてもよい。モータ 6 0 4 がステップモータである場合、制御回路 6 1 0 は、モータ 6 0 4 が実行するように指示されたステップの数及び方向を合計することによって、I ビーム 6 1 4 の位置を追跡することができる。位置センサ 6 3 4 は、エンドエフェクタ 6 0 2 内、又は器具の任意の他の部分に位置してもよい。

【0076】

制御回路 6 1 0 は、1 つ以上のセンサ 6 3 8 と通信してもよい。センサ 6 3 8 は、エンドエフェクタ 6 0 2 上に配置され、外科用器具 6 0 0 と共に動作して、間隙距離対時間、組織圧縮対時間、及びアンビル歪み対時間などの様々な導出パラメータを測定するように適合されてもよい。センサ 6 3 8 は、磁気センサ、磁界センサ、歪みゲージ、圧力センサ、力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光学センサ、及び／又はエンドエフェクタ 6 0 2 の 1 つ以上のパラメータを測定するための任意の他の好適なセンサを備えてもよい。センサ 6 3 8 は、1 つ以上のセンサを含んでもよい。

【0077】

1 つ以上のセンサ 6 3 8 は、クランプ留め状態の間のアンビル 6 1 6 における歪みの大きさを測定するように構成された、微小歪みゲージなどの歪みゲージを備えてもよい。歪みゲージは、歪みの大きさに伴って振幅が変動する電気信号を提供する。センサ 6 3 8 は、アンビル 6 1 6 とステープルカートリッジ 6 1 8 との間で圧縮された組織の存在によって生成された圧力を検出するように構成された圧力センサを備えてもよい。センサ 6 3 8 は、アンビル 6 1 6 とステープルカートリッジ 6 1 8 との間に位置する組織部分のインピーダンスを検出するように構成されてもよく、このインピーダンスは、それらの間に位置する組織の厚さ及び／又は充満度を示す。

【0078】

センサ 6 3 8 は、閉鎖駆動システムにより、アンビル 6 1 6 上に及ぼされる力を測定するように構成されてよい。例えば、1 つ以上のセンサ 6 3 8 は、閉鎖管 1 9 1 0 (図 1 ~ 図 4) とアンビル 6 1 6 との相互作用点に位置し、閉鎖管 1 9 1 0 によりアンビル 6 1 6 に適用される閉鎖力を検出することができる。アンビル 6 1 6 に対して及ぼされる力は、アンビル 6 1 6 とステープルカートリッジ 6 1 8 との間で捕捉された組織切片が受容する組織圧縮を表すものであり得る。1 つ以上のセンサ 6 3 8 を、閉鎖駆動システムに沿って様々な相互作用点に配置して、閉鎖駆動システムによりアンビル 6 1 6 に適用される閉鎖力を検出することができる。1 つ以上のセンサ 6 3 8 は、図 1 6 A ~ 図 1 6 B に記載されているプロセッサにより、クランプ動作中にリアルタイムでサンプリングされてもよい。制御回路 6 1 0 は、リアルタイムのサンプル測定値を受信して、分析時間ベースの情報を提供し、アンビル 6 1 6 に印加される閉鎖力をリアルタイムで評価する。

【0079】

モータ 6 0 4 によって引き込まれる電流を測定するために、電流センサ 6 3 6 を用いることができる。I ビーム 6 1 4 を前進させるのに必要な力は、モータ 6 0 4 によって引き込まれる電流に相当する。力はデジタル信号に変換されて、制御回路 6 1 0 に提供される。

【0080】

R F エネルギー源 4 0 0 はエンドエフェクタ 6 0 2 に連結され、R F カートリッジ 6 0 9 が、ステープルカートリッジ 6 1 8 の代わりにエンドエフェクタ 6 0 2 にロードされるときに、R F カートリッジ 6 0 9 に適用される。制御回路 6 1 0 は、R F エネルギーの R F カートリッジ 6 0 9 への送達を制御する。

【0081】

外科用器具のステータスを表示するシステム及び方法

外科用封止及びステープル留め器具において、外科用器具のセンサにより捕捉された様々な情報をオペレータに表示し、予想外の組織条件に出くわした場合、又は器具が適切に機能していない場合に、その器具が適切に機能していること又は修正動作を取ることをオペレータが確認できることが有用であり得る。

【0082】

様々な態様において、外科用器具は、外科用器具の動作と関連した、様々な異なるパラ

10

20

30

40

50

メータを測定するように構成された、1つ以上のセンサを備えることができる。このようなパラメータとしては、外科用器具により適用されたRFエネルギーのステータス、外科用器具により封止されている組織の温度、組織の含水量、外科用器具の動作ステータス、及び、クランプ留めされた組織の厚さを挙げることができる。外科用器具は、これらの様々なパラメータを監視し、パラメータと関連する情報を、器具、例えばディスプレイ430（図1）によりオペレータに提示するように構成されてもよい。様々な態様において、ディスプレイ430は、監視したパラメータを、図形表示によりオペレータに提示することができる。

【0083】

いくつかの態様では、外科用器具は、閉鎖トリガの位置、即ち、閉鎖トリガが作動しているかどうかを検出するように構成されたセンサ又はセンサ組立体を含むことができる。このような一態様を、図19～図20に示す。これらは、本開示の1つ以上の態様に従ったケースが取り外された外科用器具2000の側面図であり、閉鎖トリガ2002は、交替に作動位置又は非作動位置にある。上でより詳細に説明したとおり、閉鎖トリガ2002の非作動位置は、組織がジョー1600と1800との間に配置することができるエンドエフェクタ1500（図1）の開位置又は非クランプ留め位置と関連しており、閉鎖トリガ2002の作動位置は、組織がジョー1600と1800との間にクランプ留めすることができる、エンドエフェクタ1500の開位置又はクランプ留めされた位置と関連している。閉鎖トリガ2002は、アーム2004を備えることができ、アーム2004は、閉鎖トリガ2002の作動時にアーム2004が回転するように機械的連結により直接接続しているか、又は間接的に接続している。一態様では、トリガ感知組立体2005は、アーム2004の遠位端に配置された、永久磁石などの磁気素子2006、及び、磁気素子2006の移動を検出するように構成されたセンサ2008を備える。センサ2008は例えば、ホール効果センサであって、磁気素子2006の移動により引き起こされる、ホール効果センサを取り巻く磁場の変化を検出するように構成された、ホール効果センサを備えることができる。センサ2008は既知の方法で、磁気素子2006の移動、及び閉鎖トリガ2002の位置に対応する磁気素子2006の移動を検出できるため、トリガ感知組立体2005は、閉鎖トリガ2002が作動位置にあるのか、非作動位置にあるのか、又はこれらの間の別の位置にあるのかを検出することができる。

【0084】

別の態様において、トリガ感知組立体2005は、閉鎖駆動システム510（図1）が閉鎖トリガ2002を、完全な押下位置又は完全な作動位置にロックするときに始動される、センサ又はスイッチを備える。このような態様において、スイッチは、ロックに係合されており、故に閉鎖トリガ2002が完全に押下されていることを示す信号を生成することができる。

【0085】

その全体が参照により組み込まれている米国特許出願公開第2014/0296874号（表題「ROBOTICALLY-CONTROLLED ENDOEFECTOR」）に記載されている別の態様では、トリガ感知組立体2005は、閉鎖トリガ2002と、それを中心として閉鎖トリガ2002が枢動する枢動ピン2003との間に配置される、力センサを備える。本態様において、閉鎖トリガ2002をピストルグリップ部分2001に向けて引っ張ることで、閉鎖トリガ512が枢動ピン2003に対して力を加える。力センサは、この力を検出し、それに応答して信号を生成するように構成される。

【0086】

トリガ感知組立体2005は、トリガ感知組立体2005により生成された任意の信号がコントローラ2102に中継されるように、有線接続又は無線接続を介してコントローラ2102（図25）と信号通信することができる。トリガ感知組立体2005は、最小の遅延時間で、感知したパラメータ（単数又は複数）をサンプリングする、又は、感知したパラメータ（単数又は複数）を示すフィードバック信号を送信することにより、器具の動作全体を通して、閉鎖トリガ2002の位置を連続して監視するように構成するこ

とができる。様々な態様において、トリガ感知組立体 2005 は、閉鎖トリガ 2002 に対して加えられる力の程度、及び／又は、閉鎖トリガ 2002 の特定の位置に対応する信号を生成するように構成されたアナログセンサを備えることができる。このような態様において、アナログ－デジタル変換器を、トリガ感知組立体 2005 とコントローラ 2102 との間に配置してもよい。様々な他の態様において、トリガ感知組立体 2005 は、閉鎖トリガ 2002 が作動しているか、又は非作動であるかのみを示す信号を生成するように構成されたデジタルセンサを備えることができる。

【0087】

いくつかの態様では、外科用器具は、エンドエフェクタによりクランプ留めされた組織の厚さを検出するように構成された、センサ又はセンサ組立体を備えることができる。このような一態様を、図 21～図 22 に示す。これらは、本開示の 1 つ以上の態様に従った、組織厚感知組立体 2022 を備えるエンドエフェクタ 2020 の斜視図であり、組織厚感知組立体 2022 のセンサ 2024 の概略図である。組織厚感知組立体 2022 は、第 1 ジョー 2034 又は RF カートリッジ 2042 に配置されたセンサ 2024、及び、エンドエフェクタ 2020 の第 2 ジョー 2036 に配置された、永久磁石などの磁気素子 2032 を備えることができる。一態様では、センサ 2024 は、第 1 ジョー 2034 の遠位端 2038 に、又はそれに隣接して配置され、これにより、センサ 2024 は、RF カートリッジの電極に対して遠位に配置され、磁気素子 2032 はこれに対応して、第 2 ジョー 2036 の遠位端 2040 に、又はそれに隣接して配置される。センサ 2024 は、磁気素子 2006 の移動を検出するように構成された、磁場感知素子 2026、例えば、磁気素子 2032 の移動により引き起こされる、ホール効果センサを取り巻く磁場の変化を検出するように構成された、ホール効果センサを備えることができる。オペレータがエンドエフェクタ 2020 を閉じるとき、磁気素子 2032 は下向きに回転して、磁場感知素子 2026 に近づく。これにより、1 つ又は複数のジョーが回転して閉じた（又は、クランプ留めされた位置になった）とき、磁場感知素子 2026 により検出される磁場が変化する。磁場感知素子 2026 により感知される、磁気素子 2032 から磁場の強度は、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間の距離を示し、転じて、これらの間でクランプ留めされた組織の厚さを示す。例えば、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間の距離が大きくなること、したがって磁場感知素子 2026 により検出される磁場が弱くなることは、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間に、厚い組織が存在することを示し得る。逆に、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間の距離が短くなること、したがって、磁場感知素子 2026 により検出される磁場が強くなることは、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間に、薄い組織が存在することを示し得る。磁場感知素子 2026 は、感知した磁場の相対強度又は絶対強度に対応する信号を検出して生成するように構成されることができ、これにより、磁場感知素子 2026 の解像度に従って、クランプ留めされた組織の相対厚さ又は絶対厚さを、外科用器具が検出できるようになる。

【0088】

別の態様において、組織厚感知組立体 2022 は、第 1 ジョー 2034 と第 2 ジョー 2036 との間の枢動点に配置された変位センサを備えることができる。本態様において、変位センサは、ジョー 2034 及び 2036 の互いの相対的な位置を検出するように構成され、転じて、エンドエフェクタ 2020 がクランプ留めされた位置にあるときに把持された組織の厚さを示す。例えば、アンビル 1810 が、細長通路（図 4）に配置された対応する開口部内に受容された枢動ピンを備える、米国特許出願公開第 2014/0296874 号に記載されている一態様において、組織厚感知組立体 2022 は、細長通路 1602 の開口部に隣接して、又はこの中に配置されたセンサを備えることができる。本態様において、アンビル 1810 が閉じると、枢動ピンが開口部を通過してスライドし、センサと接触して、アンビル 1810 が閉じたことを示す信号をセンサに生成させる。

【0089】

別の態様において、組織厚感知組立体 2022 は、リードスイッチセンサ、変位センサ

、光学センサ、磁力誘導性センサ、力センサ、圧力センサ、圧電抵抗効果フィルムセンサ、超音波センサ、渦電流センサ、加速度計、パルス酸素測定センサ、温度センサ、組織経路の電気特性（例えば静電容量若しくは抵抗）を検出するように構成されたセンサ、又はこれらの任意の組み合わせを更に備えることができる。このような一態様において、組織厚感知組立体2022は、第1ジョー2034に配置された第1の電気センサ、及び第2ジョー2036に配置された、対応する第2の電気センサを備えることができ、第1センサは、エンドエフェクタ2020により捕捉された組織を通して、第2センサにより検出された電流を伝達するように構成されている。検出した電流を組織厚感知組立体2022により利用して、組織抵抗は組織の厚さ（及び、その他の各種因子の中でも、組織の種類）の関数であるので、クランプ留めされた組織の厚さを判定することができる。

10

【0090】

組織厚感知組立体2022は、組織厚感知組立体2022により生成された任意の信号がコントローラ2102に中継されるように、有線接続又は無線接続を介してコントローラ2102と信号連通通信することができる。例えば、組織厚感知組立体2022は、有線接続又は無線接続を介して、磁場感知素子2026により生成された信号を受信機に送信するように構成された、送信機2028を備えることができ、転じてコントローラ2102と通信可能に連結される。組織厚感知組立体2022は、最小の遅延時間で、感知したパラメータ（単数又は複数）をサンプリングする、又は、感知したパラメータ（単数又は複数）を示すフィードバック信号を送信することにより、器具の動作全体を通して、クランプ留めされた組織の厚さを連続して監視するように構成されてもよい。様々な態様において、組織厚感知組立体2022は、クランプ留めされた組織の相対厚さ若しくは絶対厚さ、及び／又は、第1ジョー2034若しくは第2ジョー2036のいずれかの特定の位置に対応する信号を生成するように構成されたアナログセンサを備えることができる。このような態様において、アナログ-デジタル変換器、組織厚感知組立体2022とコントローラ2102との間に配置してもよい。様々な他の態様において、組織厚感知組立体2022は、ジョー2034、2036が開いているか、又は閉じているかのみを示す信号を生成するように構成されたデジタルセンサを備えることができる。

20

【0091】

いくつかの態様では、組織厚感知組立体2022は、磁場感知素子2026に動作可能に接続された電源2030を更に備えることができる。電源2030は、外科用器具と関連した任意の他の電源とは別個のものであってもよい。あるいは、組織厚感知組立体2022は、外科用器具と関連した1つ以上の電源と相互接続されてもよい。

30

【0092】

いくつかの態様では、外科用器具は、長手方向に移動可能な駆動部材540（図3）、ナイフバー1320（図4）、ナイフ部材1330（図4）、切断刃1334（図4）、及び／又は、発射駆動システム530の他の構成要素（図3）の位置を検出するように構成されたセンサ又はセンサ組立体を含むことができる。様々な態様において、位置感知組立体2050は、発射駆動システム530と係合した歯車構成2054の回転を追跡するように構成されたセンサを利用して、発射駆動システム530の構成要素の直線変位を追跡するように構成されてもよい。例えば、図23は、長手方向に移動可能な駆動部材540の直線位置を検出し追跡するように構成された位置感知組立体2050の分解斜視図である。図23に示す態様において、外科用器具は、電動モータ505（図1）により、駆動軸2056によって動作可能に駆動される駆動歯車2058を備える。駆動歯車2058は、長手方向に移動可能な駆動部材540の駆動歯（図3）のラック542に噛み合い係合することによって、モータ505に、長手方向に移動可能な駆動部材540の直線変位を駆動させることが可能となる。第1方向に駆動歯車2058が回転することにより、長手方向に移動可能な駆動部材540が遠位方向に前進させられ、第2方向に駆動歯車2058が回転することにより、長手方向に移動可能な駆動部材540が近位方向Pに後退させられる。様々な態様において、位置感知組立体2050の歯車構成2054は、図23に示すように、長手方向に移動可能な駆動部材540と係合した駆動歯車2058に、

40

50

又はそれに隣接して配置されてもよい。別の態様において、位置感知組立体2050の歯車構成2054は、発射駆動システム530の駆動歯車2058の下流に配置されてもよく、かつ／又は、発射駆動システム530の他の構成要素と係合されてもよい。

【0093】

図示した態様において、位置感知組立体2050の歯車構成2054は、駆動歯車2058の回転に従って、シャフト2056中心に回転する第1歯車2052を備える。したがって、シャフト2056を中心にした第1歯車2052の回転は、駆動歯車2058により駆動される長手方向に移動可能な駆動部材540の長手方向並進に対応する。位置感知組立体2050は、第1歯車2052の回転に対応して回転する磁石2064を更に備える。一態様において、磁石2064は第1歯車2052に配置される。本態様において、第1歯車2052、したがって磁石2064の一回転は、駆動歯車2058の一回転に対応する。別の態様において、歯車構成2054は、駆動歯車2058と磁石2064との回転数の代替的な比を提供する、歯車減速機組立体としての役割を果たすように構成されている。図23に示すこのような一態様において、歯車構成2054は第2歯車2060を備え、これは第1歯車2052と噛み合い係合されている。本態様において、磁石2064は第2歯車2060に配置されている。第1歯車2052と第2歯車2060との歯車比の接続は、磁石2064の一回転が、長手方向に移動可能な駆動部材540の設定された直線変位に対応するように構成されてもよい。例えば、第1歯車2052と第2歯車2060との歯車比の接続は、磁石2064の一回転が、長手方向に移動可能な駆動部材540の完全ストロークに対応することができるように構成されてもよい。したがって、遠位方向又は近位方向のいずれかへの、長手方向に移動可能な駆動部材540の1回の完全ストロークは、第2歯車2060の一回転に対応する。磁石2064は第2歯車2060に連結されているため、磁石2064は、長手方向に移動可能な駆動部材540の各完全ストロークで、1回の完全回転を行う。

【0094】

位置感知組立体2050は、回路2072に動作可能に連結した位置センサ2070を更に備える。位置センサ2070は、ホール効果素子などの1つ以上の磁気感知素子を備え、磁石2064に近接して配置されている。磁石2064が回転すると、位置センサ2070の磁気感知素子は、一回転での磁石2064の絶対角度位置を判定する。磁石2064の一回転が長手方向に移動可能な駆動部材540の1回の完全ストロークに対応する外科用器具の態様において、磁石2064の特定の角度位置はそれ故、長手方向に移動可能な駆動部材540の特定の直線位置に対応する。一態様では、位置感知組立体2050は、位置センサ2070により検出される磁石2064の正確な角度位置に従った長手方向に移動可能な駆動部材540の位置に対応する固有の位置信号を提供するように構成される。

【0095】

位置センサ2070は、任意の数の磁気感知素子、例えば、合計の磁場、又は磁場のベクトル成分を測定するかどうかに従って分類された磁気センサを備えることができる。一連のn個のスイッチ（nは、1より大きい整数である）を単独で、又は歯車の減速と組み合わせ用い、磁石2064の1回を超える回転に対する固有の位置信号を提供することができる。スイッチのステータスを、論理を適用するコントローラ2080にフィードバックして、長手方向に移動可能な駆動部材540の直線変位に対応する、固有の位置信号を判定することができる。

【0096】

一態様では、位置センサ2070は、下で回転している磁石2064と正確に整列している位置センサ2070を含むように構成されたアパーチャ2068を画定する位置センサホルダ2066により支持される。磁石2064は、歯車構成2054及び回路2072を支持する構造素子2062、例えばブラケットに連結することができる。

【0097】

図24は、本開示の1つ以上の態様に従った、位置感知組立体2050の回路2072

及び位置センサ2070の図である。位置センサ2070は、Austria Microsystems, AGから入手可能なAS5055EQFTシングルチップ磁気回転位置センサとして実装されてもよい。位置センサ2070はコントローラ2080（例えばマイクロコントローラ）と連係され、長手方向に移動可能な駆動部材540及び／又は発射駆動システム530の他の構成要素の絶対位置を検出することが可能なシステムを提供する。一態様では、位置センサ2070は低電圧・低電力構成要素であり、磁石2064の上に位置する位置センサ2070の領域2076内に、4個のホール効果素子2078A、2078B、2078C及び2078Dを含む。高解像度ADC2082及びスマート電力管理コントローラ2084もまた、チップ上に設けられている。加算、減算、ビットシフト、及びテーブル参照演算のみを必要とする、双曲線関数及び三角関数を計算する簡潔かつ効率的なアルゴリズムを実装するために、桁毎法及びヴォルダのアルゴリズムとしても知られる、CORDIC（座標回転デジタルコンピュータ）プロセッサ2086が設けられる。角度位置、アラームビット、及び磁場情報は、SPIインタフェース2088などの標準的なシリアル通信インタフェースを介してコントローラ2080に伝送される。位置センサ2070は、12ビット又は14ビットの解像度を提供する。位置センサ2070は、小型のQFN16ピン4×4×0.85mmパッケージで提供されるAS5055チップであってもよい。AS5055位置センサ2070において、ホール効果素子2078A、2078B、2078C、2078Dは、磁石2064の一回転での角度から、磁石2064の絶対位置を示す電圧信号を生成可能である。この角度値は固有の位置信号であり、CORDICプロセッサ286によって算出され、搭載されたAS5055位置センサ2070にオンボードでレジスタ又はメモリ内に格納される。一回転にわたる磁石2064の位置を示す角度値は、様々な技術で、例えば電源投入時に、又はコントローラ2080によって要求されたときに、コントローラ2080に与えられる。

【0098】

位置センサ2070は図24で、4個のホール効果素子を含むものとして示されているが、外科用器具の他の態様では、位置センサ2070に含まれるホール効果素子の個数は変動することができる。一般的に、より多くのホール効果素子によって、位置センサ2070が長手方向に移動可能な駆動部材540のより微細な移動を検出できるようになるため、ホール効果素子の個数は、位置センサ2070に所望される解像度の程度に対応する。様々な態様において、複数のホール効果素子の距離は均一であることができる、即ち、ホール効果素子は均一に配置されてもよい。各ホール効果素子は、長手方向に移動可能な駆動部材540の設定された変位距離に対応する。位置感知組立体2050、回路2072、及び位置センサ2070の更なる態様は、その全体が参照により組み込まれている米国特許出願第15／130,590号（表題「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」）に記載されている。

【0099】

別の態様において、ナイフバー1320、ナイフ部材1330、切断刃1334、及び／又は発射駆動システム530の他の構成要素は代替的に、位置感知組立体2050の歯車構成2054と噛み合い係合する駆動歯のラックを含むように構成することができる。外科用器具のこのような態様において、位置感知組立体2050は、長手方向に移動可能な駆動部材540の変位を駆動する駆動歯車2058、及び／又はシャフト2056に接続されているのではなく、発射駆動システム530の特定の要素の直線変位を追跡するように構成される。したがって、長手方向に移動可能な駆動部材540の変位が追跡される態様に関して論じられる原理は、ナイフバー1320、ナイフ部材1330、切断刃1334、及び／又は発射駆動システム530の他の構成要素の直線変位を検出するように構成された位置感知組立体2050の態様にも等しく適用可能であることを理解されたい。

【0100】

別の態様において、位置感知組立体2050は、発射駆動システム530の直線変位を追跡するように構成された接触式又は非接触式直線変位センサを備える。直線変位センサ

10

20

30

40

50

は、線形可変差動変圧器（linear variable differential transformers、L V D T）、差動可変磁気抵抗型変換器（differential variable reluctance transducers、D V R T）、スライドポテンショメータ、移動可能な磁石及び一連の直線上に配置されたホール効果センサを備える磁気感知システム、固定された磁石及び一連の移動可能な直線上に配置されたホール効果センサを備える磁気感知システム、移動可能な光源及び一連の直線上に配置された光ダイオード若しくは光検出器を備える光学検出システム、固定された光源及び一連の移動可能な直線上に配置された光ダイオード若しくは光検出器を備える光学検出システム、又はこれらの任意の組み合わせを含んでもよい。

【0101】

図25は、本開示の1つ以上の態様に従った、外科用器具2100の様々なステータスを表示するようにプログラムされた外科用器具2100の一例のブロック図である。外科用器具2100は、ディスプレイ2108に動作可能に接続されたコントローラ2102と、外科用器具2100の外側ケースに配置され得る1つ以上のセンサ2104、2106と備える。コントローラ2102は、コントローラ2102が信号通信している1つ以上のセンサ2104、2106から受信した信号などの様々な入力に従って外科用器具2100の動作を制御する論理を体現する、又は実行する。様々な態様において、コントローラ2102は、プロセッサにより実行されたときに、コントローラ2102及び／又は外科用器具2100に、プログラム命令により決定されたプロセスを実行させるプログラム命令を格納するメモリ2110に動作可能に接続されたCPUなどのプロセッサを備える。別の態様において、コントローラ2102は、デジタル信号入力又はアナログ信号入力に従ってプロセスを実行するように構成された制御回路を備える。制御回路は、ASIC、FPGA、又は、論理を実行するように製造可能若しくはプログラム可能な任意の他の回路を備えることができる。

【0102】

コントローラ2102は、様々なセンサから受信される入力に従って、ディスプレイ2108に外科用器具2100の使用に関連する様々なステータスを表示するように構成される。このようなあるセンサは、上述のとおり、位置感知組立体2050（図23）を含むことができる位置センサ2104を含む。コントローラ2102が入力を受信する他のセンサ2106は、上述のとおり、トリガ感知組立体2005（図19～図20）、及び組織厚感知組立体2022（図21～図22）を含むことができる。

【0103】

外科用器具2100は、モータ2116、例えば、ラックピニオン構成などの、組の駆動歯、又は駆動歯のラックと噛み合い係合して固定された歯車組立体2122と動作可能に連係する回転式シャフト224を、変位部材2118で駆動させる電動モータを更に含む。位置感知組立体2050において、変位部材2118は、例えば、発射駆動システム530の長手方向に移動可能な駆動部材540を含むことができる。センサ素子又は磁石2120は、磁石2120の一回転が、変位部材2118のいくつかの長手方向の直線並進に対応するように、歯車組立体2122に動作可能に連結されてもよい。次いで、位置センサ2104は、磁石2120の角度位置を検出するように構成された複数の磁気感知素子を更に含むことができ、これは変位部材2118に直線位置に対応し、故に位置センサ2104が、変位部材2118の絶対位置又は相対位置を検出することを可能にする。位置センサ2104は更に、変位部材2118の位置を示すフィードバック信号をコントローラ2102に中継するように構成されてもよい。ドライバ2114はモータ2116に動作可能に接続されており、モータ2116の駆動速度、モータ2116の引き込み電流、モータ2116の設定電圧、又は、様々な他のモータ2116の特性を設定する駆動信号をモータ2116に提供するように構成される。電源2112は、ドライバ2114、モータ2116、コントローラ2102、ディスプレイ2108、センサ2104、2106、又は外科用器具2100の他の構成要素のいずれか又は全てに電力を供給する。

【0104】

いくつかの態様では、外科用器具2100は、閉鎖メカニズムの進行又は前進を検出す

るように構成された感知組立体を備えることができる。様々な態様において、閉鎖メカニズム感知組立体は、上述したトリガ感知組立体 2005 を備えることができる。閉鎖トリガ 512 を利用して閉鎖駆動システム 510 を作動させ、閉鎖シャトル 1914 (図 5) を前進させると、閉鎖トリガ 512 の作動又は位置を、閉鎖メカニズムの進行又は前進の代わりとして検出することができる。

【0105】

別の態様において、閉鎖メカニズム感知組立体は、発射駆動システム 530 に関して上述し、かつ図 23 ~ 図 24 に示した位置感知組立体 2050 に類似していることがある。外科用器具 2100 の閉鎖メカニズム感知組立体は、位置センサ 2104 を備えることができ、これは、位置感知組立体 2050 に関して記載した位置センサに加えて、又はこの代わりに、設けられることができる。これらの態様において、変位部材 2118 は、閉鎖メカニズムの 1 つ以上の構成要素、例えば閉鎖シャトル 1914、近位閉鎖管 1910 及び／又は遠位閉鎖管 1930 を含むことができ、磁石 2120 を上に支持している対応する歯車組立体 2122 と噛み合い係合した駆動歯のラックを備えることができる。閉鎖メカニズムの変位部材 2118 が遠位又は近位に前進すると、磁石 2120 は第 1 方向又は第 2 方向に回転させられる。位置センサ 2104 は、磁石 2120 に近接して配置された複数の磁気感知素子、例えばホール効果素子を更に含む。磁石 2120 が回転すると、位置センサ 2104 の磁気感知素子は、一回転での磁石 2120 の絶対角度位置を判定する。磁石 2120 の角度位置は、歯車組立体 2122 が係合している閉鎖メカニズムの変位部材 2118 の位置に対応するため、閉鎖管感知組立体は、閉鎖メカニズムの構成要素の絶対位置を検出することができる。閉鎖メカニズム感知組立体のこれらの態様に関する更なる詳細は、位置感知組立体 2050 に関して上述したとおりである。

【0106】

ナイフバー 1320 が発射駆動システム 530 により並進されるとき、及び／又は、エンドエフェクタ 1500 が閉鎖メカニズムにより閉じられるときの速度を、位置センサ 2104 を利用する様々な態様において判定して、タイマー又はタイミング回路と組み合わせ、変位部材 2118 の位置を追跡することができる。変位部材 2118 が並進されているとき、位置センサ 2104 は、タイマーにより提供される一連の個々の時間間隔にて、又はタイムスタンプ t_1 、 t_2 、...、 t_n で変位部材 2118 の位置 d_1 、 d_2 、...、 d_n を判定することができる。タイマーは、連続稼働タイマー、即ち時計、又は、発射若しくは閉鎖メカニズムのいずれかの活性化の際に開始されるタイマーを含むことができる。一態様では、位置センサ 2104 により行われたそれぞれの個別の位置測定に関して、コントローラ 2102 はタイマーを評価して、位置測定の受信時間に従ってタイムスタンプを検索する。次に、コントローラ 2102 は、時間と共に変位位置が変化することに従って、設定した期間にわたり、変位部材 2118 の速度を計算することができる。変位部材 2118 の速度は、既知の方法で、ナイフバー 1320 が変位する速度、又はエンドエフェクタ 1500 が閉じられる速度のいずれかに対応するため、コントローラ 2102 は、外科用器具 2100 の発射又は閉鎖速度を判定することができる。

【0107】

他のセンサ 2106 は更に、カートリッジセンサを含むことができる。一態様では、カートリッジセンサは、RF カートリッジ 1700 の、対応する露出した接触部 1756 と電気接触するように配置された露出した接触部 1676 を介して、RF カートリッジ 1700 の存在及び／又はステータスを検出するように構成することができる通路回路 1670 (図 10) を含む。別の態様において、カートリッジセンサは、回路が開いているときに論理 0 を、回路が閉じているときに論理 1 を出力する電気接触を含む細長通路 1602 と共に配置された、即ち、RF カートリッジ 1700 が細長通路 1602 内に正しく配置されたセンサ、例えば、米国特許出願公開第 2014 / 0296874 号に開示されている、カートリッジ提示センサ、及び／又は、カートリッジ状態センサを含む。

【0108】

他のセンサ 2106 は更に、RF エネルギーにより封止されている組織の温度を検出す

るように構成された温度センサを含むことができる。一態様では、温度センサは、その全体が参照により組み込まれている米国特許第 8, 888, 776 号（表題「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT EMPLOYING AN ELECTRODE」）に記載されている、開示された温度感知回路を含む。本態様において、温度感知回路は、温度感知回路により感知される温度の関数である電圧電位を印加するように構成されてもよい。温度感知回路は、例えば、第 1 の温度を検出したときにゲート端子に第 1 の電圧電位を、第 2 の温度を検出したときに第 2 の電圧電位を、そして、第 3 の温度を検出したときに第 3 の電圧電位を印加するように構成されてもよい。様々な態様において、温度感知回路は、電極の温度が高くなると、ゲート端子に印加される電圧電位を低下させることができる。例えば、温度感知回路は、第 1 の温度が温度感知回路により検出されたときに、ゲート端子に第 1 の電圧電位を、加えて、温度感知回路が、第 1 の温度よりも高い第 2 の温度を検出したときに、第 1 の電圧電位よりも低い第 2 の電圧電位を印加するように構成されてもよい。これに対応して、温度感知回路は、電極の温度が低下すると、ゲート端子に印加される電圧電位を増加させることができる。温度感知回路により生成される電圧電位の変化は例えば、回路により受信され、又は感知され、その後コントローラ 2102 に送達される、温度を示すフィードバック信号を生成するために、回路により検出されてもよい。温度感知回路は、第 1 ジョー 1600（図 3）、第 2 ジョー 1800（図 3）、及び／又はカートリッジ 1700（図 2）を有して含まれることができる。カートリッジ 1700 が温度感知回路を含む態様において、温度感知回路により生成されるフィードバック信号は、対応する露出した接触部 1676、1756 の電氣的接続により、通路回路 1670 に送信されてもよい。次に通路回路 1670 は、フィードバック信号をコントローラ 2102 に送信することができる。

【0109】

他のセンサ 2106 は更に、外科用器具 2100 のクランプ留め動作、封止動作、ステープル留め動作、及び／又は切断動作を受けている組織の、1 つ以上の特性を測定するように構成された、組織センサを含むことができる。一態様では、他のセンサ 2106 は、RF エネルギーが印加されるとクランプ留めされた組織のインピーダンスを測定するように構成された組織インピーダンスセンサを備える。組織インピーダンスセンサは例えば、その全体が参照により組み込まれている米国特許第 5, 817, 093 号（表題「IMPEDANCE FEEDBACK MONITOR WITH QUERY ELECTRODE FOR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT」）に記載されているような、電極、並びに、電極間の電流、及び／又は、電極間の組織のインピーダンスを測定するように構成されたインピーダンス監視回路を備える。組織インピーダンスセンサの電極は、治療用 RF エネルギーを送達するための同一電極 1736R、1736L、1738R、1738R、又は異なる電極であってもよい。組織インピーダンスセンサ電極が治療用電極と異なる態様において、組織インピーダンスセンサ電極を通して送達される RF エネルギーの周波数は、治療用電極を通して送達されるエネルギーの周波数とは異なり、電気干渉を低下させることができる。組織インピーダンスセンサ電極は、少なくとも 2 つの電氣的に反対の電極であって、エンドエフェクタ 1500 によりクランプ留めされた組織に接触するように、エンドエフェクタ 1500 上に配置された電極を備える。組織インピーダンスセンサ電極は、係合した組織の一部の間で、エンドエフェクタ 1500 の同一面、又は反対面のいずれかに位置することができる。組織インピーダンスセンサ電極に、例えば RF 発電機 400（図 1）により供給される電圧が既知であり、電極間の電流がインピーダンス監視回路により検出可能であるため、組織のインピーダンスを計算することができる。一態様では、インピーダンス監視回路は、クランプ留めされた組織そのもののインピーダンスを計算した後、インピーダンスを表すフィードバック信号をコントローラ 2102 に送信することが可能である。別の態様において、インピーダンス監視回路は、電極間で検出された電流を表すフィードバック信号をコントローラ 2102 に伝達することができ、次いで、組織のインピーダンスを計算する。

【0110】

全体的に、本明細書で開示した様々なセンサ、又はセンサ組立体を、外科用器具 2100 により利用して、閉鎖トリガ 512 の位置、閉鎖駆動システム 510 及び／又は閉鎖メカニズムの構成要素の前進、クランプ留めされた組織の厚さ、ナイフバー 1320 及び／又は発射駆動システム 530 の他の構成要素の位置、RF カートリッジ 1700 の存在、RF カートリッジ 1700 のステータス、エンドエフェクタ 1500 の閉鎖速度、並びに、外科用器具 2100 の他の様々な動作ステータスを監視することができる。これらの状態、パラメータ、位置、又は、外科用器具 2100 の動作と関連するその他の情報は、様々な感知組立体から送信されるフィードバック信号を通して、コントローラ 2102 により追跡することができる。コントローラ 2102 は次に、ディスプレイ 2108 に、外科用器具 2100 の動作と関連した、監視された変数の 1 つ以上を、外科用器具 2100 のオペレータにより確認するための図形フォーマットで表示させることができる。

【0111】

図 26～図 39 は、本開示の 1 つ以上の態様に従った、様々なステータス、パラメータ、又は、外科用器具の動作と関連した他の情報を示すディスプレイである。図 26～図 29 に示す様々な態様において、外科用器具のディスプレイ 2200 は、エンドエフェクタ 1500 (図 1) により係合された組織に供給されている RF エネルギーのステータスを図形により表すように構成することができる。供給される RF エネルギーのステータスは、グラフ 2202、数値 2204、ダイヤル 2206、又は棒グラフ 2208 の形式で表すことができる。組織に送達される RF エネルギーは、例えば、上述したように、組織インピーダンスセンサにより測定される組織インピーダンス 2210 に対応する。更に、係合した組織の性質が、エンドエフェクタ 1500 のジョーからの機械的な力の印加、及び RF エネルギーの印加により変化するために、組織インピーダンス 2210 は、時間 2212 の関数として変化する。係合した組織の性質の、このような一変化は、組織から水が出てくることである。係合した組織の性質の、別のこのような変化は、RF エネルギーが印加されると、組織繊維の導電性が変化することである。したがって、いくつかの態様において、ディスプレイ 2200 は、例えば、グラフ 2202 における曲線 2216、又は、棒グラフ 2208 の個々の時間間隔での組織インピーダンス 2210 の測定を示す一連の棒 2224 として、時間 2212 と共に、組織インピーダンス 2210 の変化を示すように構成されてもよい。ディスプレイ 2200 は更に、実行されるアルゴリズムに従って、コントローラ 2102 により計算される時間 2212 に対するインピーダンス 2210 の予想曲線 2217 を示すように構成することができる。別の態様において、ディスプレイ 2200 は、数字 2218 として組織インピーダンス 2210 を表すことができる。数字 2218 は、測定したインピーダンスの絶対値を、例えばオーム (Ω) 単位で表すことができる。あるいは、数字 2218 は、最大インピーダンス値と最小インピーダンス値との間で、測定したインピーダンスの相対値、又は比率を表すことができる。更に、数字 2218 がディスプレイ 2200 に示されるサイズは、値の相対的なサイズに対応することができる。ディスプレイ 2200 のダイヤル 2206 フォーマットは同様に、最大インピーダンス 2222 及び最小インピーダンス 2220 に対して、測定した組織インピーダンスを描写することができる。

【0112】

ディスプレイ 2200 は、外科用器具 2100 の動作に従って、1 つ以上のアラート 2214 又はステータス 2226 を示すようにもまた構成することができる。アラート 2214 は、組織インピーダンスが最大組織インピーダンスを超過しているという警告、電極がエネルギーを失ったという警告、コントローラ 2102 により計算されたとき又はメモリ 2110 に格納されたときに、測定した組織インピーダンスが予想される組織インピーダンスから偏位しているという警告、及び、RF エネルギーの適用時間が最大時間又は予想時間を超過しているという警告を含むことができる。ステータス 2226 は、外科用器具 2100 を用いるプロセスの現在の又は後続の段階又はステップを含むことができる。

【0113】

組織に適用されている RF エネルギーを表示することに加えて、ディスプレイ 2200

は、コントローラ 2102 と通信した感知組立体により判定される様々な他のパラメータ、ステータス、又は他の情報を示すようにも構成することができる。一態様では、ディスプレイ 2200 は、RF エネルギーが印加されている組織の温度ステータス 2228 を示すように構成することができる。温度は例えば、上述した温度感知回路により判定することができる。様々な態様において、温度ステータス 2228 は、測定した温度の絶対値、又は、最低温度と最大温度との間での測定した温度の相対値として表すことができる。一態様では、温度ステータス 2228 は、時間 2238 の関数としての、絶対温度又は相対温度 2236 の曲線 2239 として表すことができる。ディスプレイ 2200 は更に、実行されるアルゴリズムに従って、コントローラ 2102 により計算される、時間 2238 に対する温度 2236 の予想曲線 2240 を示すように構成することができる。

10

【0114】

別の態様では、ディスプレイ 2200 は組織の含水量ステータス 2230 を示すように構成することができる。組織の含水量は例えば、クランプ留めの間における組織のインピーダンスの変化と、外科用器具 2100 により実行される RF 封止動作との関数として判定することができる。時間と共に特定の組織の種類の機械的特性が変化することは実験により既知であり、組織の機械的特性の変化によりもたらされる組織インピーダンスの変化も同様に、実験により既知であることから、コントローラ 2102 は、時間にわたって組織インピーダンスで測定される変化から、これらの影響を分離し、組織含水量の変化を計算し、次いで、ディスプレイ 2200 に、計算した含水量ステータス 2230 を示すようにすることができる。他の組織、又は外科用器具のパラメータに関して上述したように、ディスプレイ 2200 は組織含水量ステータス 2230 を、グラフ、数、ダイヤル、又は任意の他のこのようなグラフ表示の形式で表すことができる。一態様において、ディスプレイ 2200 は、曲線 2246 として、時間 2244 にわたる組織含水量 2242 の変化を表すことができる。ディスプレイ 2200 は更に、実行されるアルゴリズムに従って、コントローラ 2102 により計算される、時間 2244 にわたる含水量 2242 の予想曲線 2248 を示すように構成することができる。

20

【0115】

別の態様において、ディスプレイ 2200 は、外科用器具 2100 の動作に従って、封止完了ステータス 2232 又は完了ステータス 2234 を示すように構成することができる。封止完了ステータス 2232 は例えば、図 26 ～図 29 に示す RF エネルギーのステータスに対応することができ、予想値に対して、現在測定されている RF エネルギーの送達を表す。例えば図 32 において、封止完了ステータス 2232 は、時間 2252 にわたる組織インピーダンス 2250 の予想曲線 2256 と比較しての、時間 2252 に対する組織インピーダンス 2250 の測定曲線 2254 として図形により表される。測定曲線 2254 と予想曲線 2256 との比は、予想される進行に対する RF エネルギーの適用の相対的進行を図形により表し、これは実験により判定し、コントローラ 2102 により評価されることが可能なメモリ 2110 に記憶することができる。一態様では、完了ステータス 2234 は、代替の図形フォーマットで、封止完了ステータスを表すことができる。別の態様において、完了ステータス 2234 は、外科用器具 2100 により実行又は完了されるステップの数の割合、又は、任意の個々のステップ、例えば、閉鎖メカニズムの前進、若しくは、ナイフバー 1320 の発射ステップにおける、長手方向への変位全体に対する、ナイフバー 1320 (図 4) の現在の長手方向への変位の完了割合を表すことができる。現在の進行は、外科用器具 2100 の様々な感知組立体と組み合わせられたコントローラ 2102 により追跡することができる。完了ステータス 2234 は、最低割合 2260 ～最大割合 2262 の割合 2258 を示すダイヤルのフォーマットで表示することができる。

30

40

【0116】

図 34 ～図 37 に示す様々な態様において、ディスプレイ 2200 は、エンドエフェクタ 1500 により係合された組織の厚さ、ナイフバー 1320 などの変位部材の前進、並びに、組織厚及び／又は変位部材と関連した様々なステータスを表示するように構成する

50

ことができる。エンドエフェクタ1500により係合された組織の厚さは例えば、上述したように、コントローラ2102と通信した組織厚感知組立体2022により検出することができる。様々な態様において、コントローラ2102はディスプレイ2200に、組織厚感知組立体2202により生成したフィードバック信号に従って、組織厚を、とりわけ、「薄い」から「厚い」の範囲の一連の個々のゾーン2264などの様々な異なる図形フォーマットで、絶対値又は相対値のいずれかとして、グラフ2266して、又はダイヤル2268として表示させることができる。

【0117】

ディスプレイ2200は更に、特定の動作を行うには組織が薄すぎる、又は厚すぎるという図形による警告をユーザに提供するアラートを備えることができる。例えば、アラートは、オペレータに、外科用器具2100が現在、所望ではない状態で動作している、又は今後所望ではない状態で動作することを示すためにディスプレイ2200上に重なっている、図35に示す「X」などのアイコン2274を備えることができる。別の態様において、アイコン2274は、組織厚を示す様々な図形フォーマット2264、2266及び2268に重なっていても、いなくてもよい。異なるデザインのアイコン、色の变化、又は文字による警告を含む様々な別の図形による警告を利用することができる。別の例として、アラートは、組織厚、変位部材の速度、又は、様々な感知組立体により測定若しくは計算された他のパラメータの曲線2276が、予想曲線2278から偏位しているという図形描写を含むことができる。このような態様において、様々な他の更なるアラートは、文字アラート、アイコン、色の变化などの、表されたアラートに付随することができる。

【0118】

一態様では、ディスプレイ2200は更に、ナイフバー1320の位置を示すように構成することができる。ナイフバー1320の位置は例えば、上述したように、コントローラ2102と通信した位置感知組立体2050により検出可能である。様々な態様において、コントローラ2102はディスプレイ2200に、位置感知組立体2050により生成されたフィードバック信号に従って、例えば、ナイフバー1320の最大位置2272に対する直線測定位置2270として、ナイフバー1320の変位を示すことができる。最大位置2272は、特定の外科手術に所望される最大切開長さ、又は、ナイフバー1320が並進可能な絶対最大長さを含むことができる。

【0119】

別の態様において、ディスプレイ2200は更に、閉鎖メカニズムの前進又はステータスを示すように構成することができる。閉鎖メカニズムの前進は例えば、上述したコントローラ2102と通信する閉鎖トリガ感知組立体2005、又は、図25に関して上述した閉鎖メカニズムの変位部材2118の位置を検出するように構成された位置感知組立体2050により検出することができる。様々な態様において、コントローラ2102はディスプレイ2200に、トリガ感知組立体2005又は位置感知組立体2050により生成したフィードバック信号に従って、例えば、閉鎖シャトル1914の最大位置に対する閉鎖シャトル1914の検出位置として、閉鎖メカニズムの前進を示すことができる。

【0120】

いくつかの態様では、コントローラ2102は、特定のイベント又はステータスが生じるときに、様々なアイコンをディスプレイ2200に存在させるように構成することができる。例えば、第1のアイコン2280は、RFエネルギーが組織に現在印加されている、又は正常に印加されたことを示すことができる。第2のアイコン2282は、ナイフバー1320が現在発射されている、又は正常に発射されたことを示すことができる。第3のアイコン2284は、器具の動作中のある時点で、エラーが発生したことを示すことができる。第4のアイコン2286は、器具の動作ステップの全てが正常に完了したことを示すことができる。第5のアイコン2288は、ナイフバー1320などの器具の特定の構成要素にエラーが発生したことを示すことができる。ディスプレイ2200は更に、あるステップ若しくはプロセスが完了したこと、又は、エラーなどのあるイベントが生じたことを示す、任意の他の種類のアイコンを表示するように構成することができる。様々な

アイコンは、ステータスがアクティブであるとき、又はイベントが生じたときに照明する、目に見えるようになる、又は色を変化させるように構成することができる。

【0121】

いくつかの態様では、ディスプレイ2200は、正しい種類のカートリッジがエンドエフェクタ1500にロードされた、即ち、細長通路1602（図10）内に挿入されたのか、又は間違った種類のカートリッジがロードされたのかを示すように構成することができる。通路回路1670は、センサにより、又は、通路回路1670とカートリッジとの電氣的通信によって、エンドエフェクタ1500により受容されるカートリッジの種類を読み取る、又は検出するように構成することができる。一態様では、カートリッジは、カートリッジがエンドエフェクタ1500の細長通路1602内に挿入されるときに、通路回路1670に送信されるカートリッジ種類を示す識別子又は値を格納するメモリを備える。コントローラ2102と通信可能に連結された通路回路1670は次に、カートリッジ種類の識別子又は値をコントローラ2102に送信するように構成される。次に、コントローラ2102により実行される論理は、カートリッジ種類を、予想されるカートリッジ種類と比較することができる。カートリッジ種類と予想されるカートリッジ種類が一致しない場合、コントローラ2102はディスプレイ2200に第1のアイコン2290を表示させることができる。カートリッジ種類と予想されるカートリッジ種類が一致する場合、コントローラ2102はディスプレイ2200に第2のアイコン2292を表示させることができる。図38～図39に示す態様において、第1のアイコン2290は、RFカートリッジが予想されるときに挿入されるステابلカートリッジに対応し、第2のアイコン2292は、RFカートリッジが予想されるときに挿入されるRFカートリッジに対応する。

【0122】

図26～図39に示すディスプレイ2200の様々な態様は、オペレータに表示されるスクリーン、又はオペレータに表示されるスクリーンの一部を個別に表示したものとして表すことができる。様々な態様において、オペレータは、ユーザ入力により様々なスクリーンを切り替えることができる、又は、コントローラ2102は外科用器具2100の動作に従って、ディスプレイ2200を自動的に調節することができる。様々な態様において、ディスプレイ2200は、例えば容量性タッチスクリーンを介して操作可能なグラフィカルユーザインタフェースを含むことができる。

【0123】

本明細書に記載したディスプレイ2200は、様々な感知組立体により捕捉された情報を図形により表示するために、外科用器具に配置された、又は外科用器具と接続した、1つ以上のスクリーンを含むことができる。一態様では、ディスプレイ2200は、図1に示すように、外科用器具の外側ケースに配置された単一のスクリーンを備える。複数のスクリーンを利用する態様において、スクリーンは互いに隣接して、又は互いに離れて配置されてもよい。ディスプレイ2200は外科用器具に直接配置されることができ、外科用器具に接続されるときにはディスプレイ2200がコントローラと信号通信するように、外科用器具に着脱可能に接続することができ、又は別の方法で外科用器具と関連することができる。

【0124】

本明細書で記載される様々な感知組立体により、外科用器具の様々なステータスを監視する機能又はプロセスは、本明細書で記載される処理回路、例えば、図5及び図15に関連して記載される搭載された回路基板1152、図10に関連して記載される通路回路1670、図10～図13に関連して記載されるフレキシブル回路組立体1730L及び1730R、図24に関連して記載されるコントローラ2080、並びに、図25に関連して記載されるコントローラ2102のいずれかにより、個別に、又は組み合わせにより実行されてもよい。

【0125】

本明細書で記載される主題の様々な態様を、以下の実施例において説明する：

実施例 1. 外科用器具であって、R F エネルギーをエンドエフェクタ内に配置されたカートリッジに送達するように構成された回路であって、エンドエフェクタはカートリッジを受容するように構成されている、回路と、エンドエフェクタを開位置と閉位置との間で遷移させるように構成されている、閉鎖メカニズムと、ディスプレイと、ディスプレイに動作可能に連結された制御回路であって、カートリッジを通して組織に送達された R F エネルギーの量を判定することと、R F エネルギーの量をディスプレイに表示することと、閉鎖メカニズムの位置を判定することと、ディスプレイ上に閉鎖メカニズムの位置を表示することと、を行うように構成されている、制御回路と、を備える、外科用器具。

【0126】

実施例 2. 制御回路は、第 1 電極と第 2 電極との間に配置された組織のインピーダンスを測定するように構成されたインピーダンスセンサから信号を受信するように構成されており、制御回路は、組織のインピーダンスに従って、組織に送達された R F エネルギーの量を判定するように構成されている、実施例 1 に記載の外科用器具。

【0127】

実施例 3. 制御回路は、閉鎖メカニズムの変位部材の位置を検出するように構成された位置センサから信号を受信するように構成されており、制御回路は、変位部材の位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定するように構成されている、実施例 1 ～実施例 2 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0128】

実施例 4. 第 1 の位置と第 2 の位置との間で閉鎖メカニズムを駆動するように構成された閉鎖トリガと、閉鎖トリガの位置を検出するように構成された閉鎖トリガセンサと、を更に備え、制御回路は、閉鎖トリガの位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定するように構成されている、実施例 1 ～実施例 3 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0129】

実施例 5. 制御回路は、開位置と閉位置との間でエンドエフェクタの位置を検出するように構成されたセンサから信号を受信するように構成されており、制御回路は、エンドエフェクタの位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定するように構成されている、実施例 1 ～実施例 4 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0130】

実施例 6. 制御回路は、エンドエフェクタにより受容されるカートリッジのカートリッジ種類を検出するように構成されたカートリッジセンサから信号を受信するように構成されており、制御回路は、カートリッジ種類が、予想されるカートリッジ種類と一致するかどうかをディスプレイ上に表示するように構成されている、実施例 1 ～実施例 5 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0131】

実施例 7. エンドエフェクタ内に配置されたカートリッジに R F エネルギーを送達するように構成された回路と、エンドエフェクタを開位置と閉位置との間で遷移させるように構成されている、閉鎖メカニズムと、ディスプレイと、ディスプレイに動作可能に連結したプロセッサと、プロセッサと動作可能に連結したメモリであって、メモリは、プロセッサによって実行されると、プロセッサに、カートリッジを通して組織に送達される R F エネルギーのステータスを判定することと、R F エネルギーのステータスを表示することと、閉鎖メカニズムのステータスを判定することと、閉鎖メカニズムのステータスを表示することと、を行わせるプログラム命令を格納している、メモリと、を備える、外科用器具。

【0132】

実施例 8. メモリは、プロセッサにより実行されると、プロセッサに、第 1 電極と第 2 電極との間の組織のインピーダンスを測定するように構成されたインピーダンスセンサから信号を受信させるプログラム命令を格納しており、プロセッサは、組織のインピーダンスに従って、組織に印加された R F エネルギーのステータスを判定するように構成されている、実施例 7 に記載の外科用器具。

【0133】

10

20

30

40

50

実施例 9．メモリは、プロセッサにより実行されると、プロセッサに、閉鎖メカニズムの変位部材の位置を検出するように構成された位置センサから信号を受信させるプログラム命令を格納しており、プロセッサは、変位部材の位置に従って、閉鎖メカニズムのステータスを判定するように構成されている、実施例 7 に記載の外科用器具。

【0134】

実施例 10．第 1 の位置と第 2 の位置との間で閉鎖メカニズムを駆動するように構成された閉鎖トリガと、閉鎖トリガの位置を検出するように構成された閉鎖トリガセンサと、を更に備え、外科用器具は、閉鎖トリガの位置に従って、閉鎖メカニズムのステータスを判定する、実施例 7 ～実施例 9 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0135】

実施例 11．メモリは、プロセッサにより実行されると、プロセッサに、開位置と閉位置との間のエンドエフェクタの位置を検出するように構成されたセンサから信号を受信させるプログラム命令を格納しており、プロセッサは、エンドエフェクタの位置に従って、閉鎖メカニズムのステータスを判定するように構成されている、実施例 7 ～実施例 10 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0136】

実施例 12．メモリは、プロセッサにより実行されると、プロセッサに、エンドエフェクタにより受容されるカートリッジのカートリッジ種類を検出するように構成されたカートリッジセンサから信号を受信させるプログラム命令を更に格納しており、プロセッサは、カートリッジ種類が、予想されるカートリッジ種類と一致するかどうかをディスプレイ上に表示するように構成されている、実施例 7 ～実施例 11 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0137】

実施例 13．外科用器具におけるディスプレイの制御方法であって、外科用器具は、RF エネルギーをエンドエフェクタ内に配置されたカートリッジに送達するように構成された回路であって、エンドエフェクタはカートリッジを受容するように構成されている、回路と、エンドエフェクタを開位置と閉位置との間で遷移させるように構成されている、閉鎖メカニズムと、ディスプレイと、ディスプレイに連結した制御回路と、を備えており、方法は、制御回路により、カートリッジを通して組織に印加される RF エネルギーの量を判定することと、制御回路により、ディスプレイ上に RF エネルギーの量を表示することと、制御回路により、閉鎖メカニズムの位置を判定することと、制御回路により、閉鎖メカニズムの位置をディスプレイ上に表示することと、を含む、方法。

【0138】

実施例 14．インピーダンスセンサにより、第 1 電極と第 2 電極との間の組織のインピーダンスを測定すること、を更に含み、制御回路は、組織のインピーダンスに従って、組織に印加される RF エネルギーの量を判定する、実施例 13 に記載の方法。

【0139】

実施例 15．位置センサにより、閉鎖メカニズムの変位部材の位置を検出すること、を更に含み、制御回路は、変位部材の位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定する、実施例 13 ～実施例 14 の 1 つ以上に記載の方法。

【0140】

実施例 16．閉鎖トリガセンサにより、第 1 の位置と第 2 の位置との間で閉鎖メカニズムを駆動するように構成された閉鎖トリガの位置を検出すること、を更に含み、制御回路は、閉鎖トリガの位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定する、実施例 13 ～実施例 15 の 1 つ以上に記載の方法。

【0141】

実施例 17．センサにより、開位置と閉位置との間のエンドエフェクタの位置を検出すること、を更に含み、制御回路は、エンドエフェクタの位置に従って、閉鎖メカニズムの位置を判定する、実施例 13 ～実施例 16 の 1 つ以上に記載の方法。

【0142】

10

20

30

40

50

実施例 18. カートリッジセンサにより、エンドエフェクタにより受容されるカートリッジのカートリッジ種類を検出することと、制御回路により、カートリッジ種類が予想されるカートリッジ種類と一致するかどうかをディスプレイ上に表示することと、を更に含む、実施例 13～実施例 17 の 1 つ以上に記載の方法。

【0143】

シャフトモジュール回路構成要素構成

外科用封止及びステープル留めシステムにおいて、単一のハンドル組立体を複数のノズル組立体に取り付け、単一のノズル組立体を複数のハンドル組立体に取り付けることを可能にするモジュール設計を用いることが有用であり得る。ノズル組立体は、エンドエフェクタ内に様々な外科用器具を含むため、ハンドル組立体内の計装が、モジュールノズル組立体のエンドエフェクタ内で様々な機能を制御可能にするための、ノズル内の特別な回路構成要素が必要とされ得る。更に、ハンドル組立体を起点にしていなくても、していなくてもよいエネルギーをエンドエフェクタに印加する必要がある。例えば、ハンドル組立体は、電池により給電してハンドル組立体の機能を制御してよいが、エンドエフェクタを制御するのに十分な電力を有さなくてもよい。

【0144】

いくつかの態様では、本明細書で記載されるモジュール外科用器具のユーザに、ハンドル組立体に含まれる計装から直接、エンドエフェクタを操作させることを可能にするために、固有の回路構成要素システムがノズル組立体に含まれる。ノズル組立体は、電気外科用発電機がノズル組立体に直接取り付けられ、ハンドル組立体のプロセッサ又は制御回路とも関係しながら、エンドエフェクタに高周波（RF）エネルギーを供給可能にする、搭載された回路基板を含んでよい。いくつかの態様では、ノズル組立体の固有の回路構成要素はまた、エンドエフェクタに依然として適切なエネルギー及び機能性を提供しながら、シャフト回転も可能にする。

【0145】

一態様では、外科用器具を発電機に接続することにより、特定のシャフト機能が可能となる。例えば、RF リードを発電機に取り付けることにより、外科用器具に搭載された回路基板が、ステープル留めカートリッジと交換して使用可能な RF カートリッジに RF を印加するために、細長シャフト一体化回路の配線のいくつかを分離することが可能となる。搭載された回路基板は、適切な場所でハンドル機器から、発電機の入力（例えば RF エネルギーなど）を分離させるように構成されたセグメント化回路である。フレックス回路は、RF エネルギーの伝導に適応するための異なる幾何学形状を備えた導電体を含む。

【0146】

図 40 を参照すると、いくつかの態様では、外科用道具組立体 1000 のモジュール部分を構成するノズル組立体 1240 は、シャフト組立体内で様々な機能を制御しながら、ハンドル組立体 500 とも通信し、かつ、電動ステープル留めハンドルから RF 発電機 400 を制御することを可能にするように固有に構成された、シャフトモジュール回路構成要素を含むことができる。図 40 では、図 15 の回路構成要素を、例示的なノズル組立体 1240 の文脈において示す。本開示のいくつかの態様に従った回路構成要素は、様々なコネクタを備えた搭載された回路基板 1152 を含む。雌型コネクタ 410 は回路基板 1152 と電氣的に連結され、発電機 400 に連結する雄型プラグ組立体 406 との接続を可能にする（図示せず）。

【0147】

更に、いくつかの態様に従うと、搭載されたオン／オフ電源スイッチ 420 は、回路基板 1152 に電氣的に連結され、ノズル組立体 1240 がハンドル組立体 500 に取り付けられたときに押圧されるように配置される。例えば、ノズル組立体がある位置に固定されると（例えば、図 9 を参照されたい）、オン／オフ電源スイッチ 420 は、ハンドル組立体に対して近位に面しているように配置可能であり、ノズル組立体が閉鎖リンク 514 を介して、ハンドル組立体のスロット内に滑り入ると押圧されてもよい（図 9 を参照されたい）。別の場合において、オン／オフ電源スイッチ 420 は露出しているため、外科用

道具組立体 1 0 0 0 のオペレータにより手動で押圧されてもよい。

【0 1 4 8】

回路基板 1 1 5 2 は、ハンドル組立体 5 0 0 に含まれるマイクロプロセッサ 5 6 0 と通信するハウジングコネクタ 5 6 2（図 9 を参照されたい）と関係するように構成された搭載されたコネクタ 1 1 5 4 を含む。このように、ハンドル組立体 5 0 0 は、ノズル組立体 1 2 4 0 内でいくつかの機能を制御する回路基板 1 1 5 2 を命令することができる。ノズル組立体 1 2 4 0 内の回路構成要素の設計により、オペレータが、例えば、ハンドル組立体 5 0 0 で利用可能な様々な制御及びディスプレイコンソールを介して、ハンドル組立体 5 0 0 の様々な制御から多数の機能を実施することができるようになる。

【0 1 4 9】

回路基板 1 1 5 2 は、スリップリング組立体 1 1 5 0 と関係するように構成された近位コネクタ 1 1 5 3 もまた含む。フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 が近位閉鎖管 1 9 1 0 内で回転するときに、スリップリング組立体 1 1 5 0、及びスリップリング組立体と定常接触している遠位コネクタ 1 1 6 2 の全体を通して電力が供給されることに起因してシャフトが回転している間であっても、電力をエンドエフェクタに供給することができる。シャフト回路ストリップ 1 1 6 4 は、関係する活動をステープル留めするための狭い導電体 1 1 6 6 及び R F 用の幅広の導電体 1 1 6 8 などの、複数の導電体を含んでよい（図 1 5 を参照されたい）。

【0 1 5 0】

ノズル組立体 1 2 4 0 に記載した様々な構成要素に基づき、回路構成要素 1 1 5 2 は、電動ハンドル組立体 5 0 0 から R F 発電機 4 0 0 を制御するように構成されてもよく、ハンドル組立体 5 0 0 の様々な機能及びインタフェースと通信することができ、また、R F の動作、及びハンドル組立体 5 0 0 からエンドエフェクタのステープル留め機能を可能にすることができる。他の機能としては、エンドエフェクタにて、様々な外科的処置を行うためのアルゴリズムの種類、及びエネルギー印加を制御することと、ノズル組立体 1 2 4 0 のいずれかの部分のハンドル組立体 5 0 0 において確認可能な警告機能性を可能にすることと、R F 発電機 4 0 0 からのエネルギー変調を変動させることと、を挙げることができる。いくつかの態様では、回路基板 1 1 5 2 はこれらの機能を容易にするようにプログラム可能である一方で、他の場合において、搭載されたコネクタ 1 1 5 4 により、プログラムされるハンドル組立体回路構成要素がこれらの機能を容易にすることが可能となり得、回路基板 1 1 5 2 はそれに従いエンドエフェクタに命令するように構成される。

【0 1 5 1】

いくつかの態様では、搭載された回路はセグメント化 R F 回路 1 1 6 0 を含み、これにより、発電機 4 0 0 の R F エネルギーが、スリップリング組立体を介してフレキシブルシャフト回路ストリップに供給されることが可能になる（例えば図 1 5 を参照されたい）。R F 発電機は、R F セグメント化回路 1 1 6 0 を介して、搭載された回路基板 1 1 5 2 に連結されてもよい。オン／オフ電源スイッチ 4 2 0 も同様に、セグメント化 R F 回路 1 1 6 0 に接続されてもよい。

【0 1 5 2】

図 4 1 は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ 3 2 5 0 と電力及び制御信号を通信するようにプログラムされた外科用システム 3 2 0 0 のブロック図を示す。例示的な一態様において、外科用システム 3 2 0 0 は、電気外科的エネルギー制御セグメント（若しくは R F エネルギー制御セグメント）3 2 2 0 とシャフト制御セグメント 3 2 3 0（例えばシャフトセグメント（セグメント 5）、モータ回路セグメント（セグメント 7）、又は電力セグメント（セグメント 8））とを有する制御回路 3 2 1 0（例えば、マイクロプロセッサ 5 6 0、セグメント化 R F 回路 1 1 6 0、又は遠位マイクロチップ 1 7 4 0）を含むことができる。制御回路 3 2 1 0 は、電気外科的エネルギー（例えば R F エネルギー）を、エンドエフェクタ 3 2 5 0（例えばエンドエフェクタ 1 5 0 0）に供給するようにプログラムすることができる。外科用システム 3 2 0 0 は、電気外科的エネルギー生成器 3 2 4 0（例えば R F 発電機 4 0 0）からエンドエフェクタ 3 2 5 0 に電気外科的エネル

10

20

30

40

50

ギーを供給するために使用される１つ以上の導電体３２６０（例えば導電体１１６８）を含むことができる。１つ以上の導電体３２６０は、エンドエフェクタ３２５０と制御回路３２１０（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０、及びシャフト制御セグメント３２３０）との間に電氣的に接続されてよい。

【０１５３】

電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、１つ以上の導電体３２６０を通して、電気外科的エネルギーを電極に供給するようにプログラムすることができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント３２３０は、１つ以上の導電体３２６０を通して、エンドエフェクタ３２５０（及び／又は、外科用道具組立体１０００、シャフト組立体７０４）に／から制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムすることができる。即ち、１つ以上の導電体３２６０は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ３２５０に供給するためだけでなく、エンドエフェクタ３２５０と制御信号を通信するためにもまた使用することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０及びシャフト制御セグメント３２３０の少なくともいくつかの部分は、互いに電氣的に分離されてもよい。

【０１５４】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、例えば、１つ以上の導電体３２６０を通して電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ３２５０内の電極に供給するときに、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、制御線３２８０を通して信号を供給することにより、１つ以上の導電体３２６０とシャフト制御セグメント３２３０との間に位置するスイッチ３２７０を制御して、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。スイッチ３２７０は、開状態と閉状態とを切り替えするように構成されてもよい。シャフト制御セグメント３２３０及び１つ以上の導電体３２６０は、スイッチ３２７０が開状態にあるときに電氣的に分離されることができ、スイッチ３２７０が閉状態にあるときに、電氣的に通信されていることができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、任意の他の好適な方法で、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。スイッチ３２７０の他の構成では、スイッチ３２７０を閉じることにより、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することが可能となり得る。

【０１５５】

例示的な一態様において、制御回路３２１０が、例えば、コネクタ３２６５を連続して確認することにより、又は、電気外科的エネルギーの印加を感知することにより、電気外科的エネルギー生成器３２４０がコネクタ３２６５（例えば雌型コネクタ４１０）に接続されていることを検出したときに、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。例えば、雄型プラグ組立体４０６が雌型コネクタ４１０にプラグ接続されたときに、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から分離することができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、電気外科的エネルギーがエンドエフェクタ３２５０に、又は任意の他の好適な瞬間に供給されるときに、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。

【０１５６】

例示的な一態様において、外科用システムは、エンドエフェクタ３２５０（及び／又は、外科用道具組立体１０００、シャフト組立体７０４）を動作させるために使用される１つ以上の導電体３２９０（例えば導電体１１６６）を含むことができる。例示的な一態様において、１つ以上の導電体３２９０は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ３２５０に送達するために使用されなくてもよい。シャフト制御セグメント３２３０は、１つ

以上の導電体 3 2 9 0 を介して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムされてもよい。例示的な一態様において、スイッチ 3 2 7 0 が開状態にある間に（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0 が 1 つ以上の導電体 3 2 6 0 を通して、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ 3 2 5 0 に供給する間に）、シャフト制御セグメント 3 2 3 0 は 1 つ以上の導電体 3 2 9 0 を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信することができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント 3 2 3 0 はまた、スイッチ 3 2 7 0 が閉状態にある間に、1 つ以上の導電体 3 2 9 0 を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供、及び／又は受信することができる。

【0157】

スイッチ 3 2 7 0 はトランジスタスイッチ、機械式スイッチ、又は任意の他の好適なスイッチであってよい。例示的な一態様において、導電体 3 2 6 0、3 2 9 0 を介して制御回路 3 2 1 0 とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で通信される制御信号としては、エンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）を切断動作モード及び／又は凝固動作モードで駆動するための信号、外科用システム 3 2 0 0 の電気特性、及び／又はエンドエフェクタ 3 2 5 0 にクランプ留めされた組織を測定するための信号、使用のためのフィードバックを提供するための信号、センサ信号を通信するための信号、並びに、エンドエフェクタ 3 2 5 0 の特定の特性（例えば、使用／未使用ステータス）を識別するための信号が挙げられるが、これらに限定されない。

【0158】

したがって、本開示の態様は、有利なことに、電気外科的エネルギーを送達して制御信号を通信するために使用される導電体（例えば、導電体 3 2 6 0）のいくつかを、これらの導電体が電気外科的エネルギーのために使用されていないときに用いることにより、制御回路 3 2 1 0 とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で制御信号を通信するために必要な導電体の数を減らすことができる。更に、これらの導電体を通して電気外科的エネルギーを供給するときに、他の回路セグメント（例えばシャフト制御セグメント 3 2 3 0）からこれらの導電体を分離することにより、本開示の態様は、電気外科的エネルギーが、他の回路セグメント、及び／又はこれらの回路セグメントに接続された導電体（例えば導電体 3 2 9 0）に流れることを防止することができ、これらの回路セグメント及び／又は導電体への損傷を防止する。

【0159】

本明細書で記載される主題の様々な態様を、以下の実施例において説明する：

実施例 1．外科用器具用の制御回路であって、制御回路は、シャフト制御セグメントと、電気外科的エネルギー制御セグメントと、電気外科用発電機に連結するように構成された電気外科的エネルギー制御セグメントに連結されたコネクタと、を備え、シャフト制御セグメントは、外科用器具のハンドル部分と通信することと、ユーザ入力制御を受信することとを行うように構成されており、電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出することと、電気外科用発電機と通信することと、電気外科用発電機のコネクタへの接続が検出したときに、ハンドル制御セグメントを電気外科的エネルギー制御セグメントから電氣的に分離することと、の第 1 の組の導電体を通して、電気外科用発電機から外科用器具のエンドエフェクタ部分に電気外科的エネルギーを供給することとを行うように構成されている、制御回路。

【0160】

実施例 2．制御回路をエンドエフェクタに電氣的に接続する第 1 の導電体を更に備え、シャフト制御セグメントは、第 1 の導電体を通して、エンドエフェクタを動作させるための制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成されており、電気外科的エネルギー制御セグメントは、第 1 の導電体を通して、電気外科的エネルギーを少なくとも 1 つの電極に供給するように構成されている、実施例 1 に記載の制御回路。

【0161】

実施例 3．電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタに位置する少なくとも 1 つの電極に供給するときに、第 1 の導電体をシャフト制御セグメントから電気的に分離するように構成されている、実施例 2 に記載の制御回路。

【0162】

実施例 4．電気外科的エネルギー制御セグメントとシャフト制御セグメントとの間に電気的に連結されたスイッチを更に含み、電気外科的エネルギー制御セグメントは、スイッチを制御することにより、第 1 の導電体をシャフト制御セグメントから電気的に分離するように構成されている、実施例 3 に記載の制御回路。

【0163】

実施例 5．電気外科的エネルギー制御セグメントが、スイッチを開くことにより、第 1 の導電体をシャフト制御セグメントから電気的に分離するように構成されている、実施例 4 に記載の制御回路。

10

【0164】

実施例 6．第 2 の導電体を更に備え、シャフト制御セグメントが、第 2 の導電体を通して制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成され、電気外科的エネルギー制御セグメントが第 1 の導電体を通して電気外科的エネルギーを電極に供給しているときに、シャフト制御セグメントが第 2 の導電体を通して制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成されている、実施例 2 ～実施例 5 の 1 つ以上に記載の制御回路。

【0165】

実施例 7．シャフト制御セグメントは、エンドエフェクタを動作させるための実行可能な命令を受信するように構成されている、実施例 2 ～実施例 6 の 1 つ以上に記載の制御回路。

20

【0166】

実施例 8．シャフト制御セグメントは、ステーブル留め機能とエネルギー送達機能とを協働させるように構成されている、実施例 2 ～実施例 7 の 1 つ以上に記載の制御回路。

【0167】

実施例 9．シャフト制御セグメントは警告信号を提供するように構成されている、実施例 1 ～実施例 8 の 1 つ以上に記載の制御回路。

【0168】

実施例 10．シャフト制御セグメントは、命令をエンドエフェクタに送信するように構成されている、実施例 1 ～実施例 9 の 1 つ以上に記載の制御回路。

30

【0169】

実施例 11．シャフト制御セグメント及び電気外科的エネルギー制御セグメントに連結されたスリップリング組立体を更に備える、実施例 1 ～実施例 10 の 1 つ以上に記載の制御回路。

【0170】

実施例 12．外科用システムのノズル組立体であって、ノズル組立体は、搭載された回路基板と、搭載された回路基板に連結され、ノズル組立体の近位に位置する搭載されたコネクタであって、ノズル組立体がハンドル組立体に取り付けられたときに、ハンドル組立体のハウジングコネクタと連係するように構成されている、搭載されたコネクタと、ノズル組立体の近位に位置し、ハンドル組立体の取り付けクレードルに連結され、ノズル組立体をハンドル組立体に取り付けるように構成されている、シャフト取り付けラグと、制御回路であって、シャフト制御セグメントと、電気外科的エネルギー制御セグメントと、電気外科用発電機に連結されるように構成された電気外科的エネルギー制御セグメントに連結されたコネクタと、を備える、制御回路と、を備え、シャフト制御セグメントは、外科用器具のハンドル部分と通信することと、ユーザ入力制御を受信することとを行うように構成されており、電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出することと、電気外科用発電機と通信することと、電気外科用発電機のコネクタへの接続が検出したときに、ハンドル制御セグメントを電気外科的エネルギー制御セグメントから電気的に分離することと、第 1 の組の導電体を通して、電気外科用発電機

40

50

から外科用器具のエンドエフェクタ部分に電気外科的エネルギーを供給することを行うように構成されており、ノズル組立体は、ハンドル組立体から取り外し可能、かつハンドル組立体に取り付け可能である、ノズル組立体。

【0171】

実施例13．搭載された回路基板に電氣的に連結されており、搭載された回路基板が電気外科用発電機から電気外科的エネルギーを受容するように電気外科用発電機のプラグ組立体に連結されるように構成されている、電気外科用発電機コネクタを更に備える、実施例12に記載のノズル組立体。

【0172】

実施例14．搭載された回路基板は、1つ以上の導電体を通して、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタに伝達するように構成されている、実施例12～実施例13の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0173】

実施例15．ハンドル組立体からエンドエフェクタへの命令を、ハンドル組立体のハウジングコネクタとノズル組立体の搭載されたコネクタとび間のインタフェースを通して受信するように更に構成されている、実施例12～実施例14の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0174】

実施例16．ハンドル組立体のマイクロプロセッサからの命令を、ハウジングコネクタと搭載されたコネクタとの間のインタフェースを通して受信するように更に構成されている、実施例15に記載のノズル組立体。

【0175】

実施例17．ノズル組立体は、搭載された回路基板に電氣的に連結された電源スイッチを更に備えており、電気外科的エネルギーの伝達を活性化する、及び非活性化するように構成されている、実施例12～実施例16の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0176】

実施例18．搭載された回路基板に対して遠位に位置しており、搭載された回路基板と関係するように構成されたスリップリング組立体を更に備える、実施例12～実施例17の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0177】

実施例19．搭載された回路基板の遠位端及びスリップリング組立体の近位端に連結された近位コネクタと、スリップリング組立体の遠位端と関係するように構成されており、1つ以上の導電体に連結された遠位コネクタと、を更に備える、実施例18に記載のノズル組立体。

【0178】

実施例20．1つ以上の導電体を収容するように構成されたフレキシブルシャフト回路ストリップを更に備える、実施例12～実施例19の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0179】

実施例21．1つ以上の導電体は、ステープラー機能性のために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第1の導電体と、電気外科用機能性のために電気外科的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第2の導電体と、を備える、実施例12～実施例20の1つ以上に記載のノズル組立体。

【0180】

セグメント化セクションにまたがり独立したエネルギーを送達するために制御回路を制御するためのシステム及び方法

様々な開腹手術、内視鏡手術及び／又は腹腔鏡手術では、例えば、組織を、凝固、封着、及び／又は癒合することが望ましい場合がある。組織を封止する1つの手段は、組織内に熱効果を引き起こすために、外科用器具のエンドエフェクタ又はエンドエフェクタ組立体内に捕捉又はクランプ留めされた組織に対する、例えば、電気エネルギーなど、エネルギーの印加に依存する。様々な単極性及び双極性の高周波（RF）外科用器具及び外科技

10

20

30

40

50

術が、このような目的のために開発されてきた。一般に、捕捉された組織に R F エネルギーを送達することにより、組織の温度を上げることができ、結果として、エネルギーがその組織内で、少なくとも部分的にタンパク質を変性することができる。コラーゲンなどのこのようなタンパク質は例えば、変性して、タンパク質が再変性するときに混合して癒合する、又は封止する、タンパク様アマルガムになることができる。治療領域が時間を経て治癒するとき、この生物学的「封着部」は、身体の創傷治癒過程によって再吸収され得る。

【0181】

双極性高周波 (R F) 外科用器具の特定の構成において、外科用器具は、各ジョーが電極を備えることができる、対向する第 1 のジョー及び第 2 ジョーを備えることができる。使用において、組織は、エネルギーが対向するジョーの電極間を、これらの電極間に配置される組織を通して流れるように、ジョーの間で捕捉されてもよい。このような器具は、不規則な、若しくは厚い繊維状内容物を含む壁を有する解剖学的構造、異質の解剖的構造の束、及び／又は、実質的に厚い若しくは薄い解剖的構造物どの、多くの種類の組織を封止する必要がある。10

【0182】

一般に、組織が実質的に融着するまで連続して、電気外科的エネルギーを低インピーダンス組織に供給することは困難である。例えば、電気外科的エネルギーを低インピーダンス組織に供給するとき、組織インピーダンスが低くなりすぎ、短絡のように作用して、組織に電気外科的エネルギーが全く又はほとんど供給されないのに、組織が単に、多くの電流を流す点が存在する。これにより、例えば組織の不完全な融着、電極の過熱、手術の遅延、臨床医の不便さ又はフラストレーションなどを含むいくつかの望ましくない結果がもたらされ得る。20

【0183】

本開示の態様は、セグメント化セクションにまたがり独立してエネルギーを送達するための制御回路を制御することにより、上述した欠陥に対処することができる。例示的な一態様において、外科用器具は、遠位部と近位部とを含む第 1 ジョーと、第 1 ジョーに対して移動可能な第 2 ジョーと、第 1 ジョーの遠位部に位置する第 1 の組の電極と、第 1 ジョーの近位部に位置する第 2 の組の電極と、を有するエンドエフェクタを含むことができる。外科用器具は、第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に電気外科的エネルギー (例えば R F エネルギー) を供給するように構成された制御回路もまた含むことができる。第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給される電気外科的エネルギーは、所定の時間間隔にて第 1 の組の電極と第 2 の組の電極との間で繰り返し交替し得る。例えば、電気外科的エネルギーは、第 1 の組の電極に第 1 期間 (例えば 0.25 秒) にわたって、第 2 の組の電極に第 1 期間後の第 2 期間 (例えば 0.25 秒) にわたって、次に、第 1 の組の電極に第 3 期間 (0.25 秒) にわたって、などと供給されてよい。第 1 の組の電極と第 2 の組の電極とでの電気外科的エネルギーの交替は、例えば、組織の融着が完了するまで、又は実質的に完了するまで繰り返すことができる。第 1 の組の電極と第 2 の組の電極とを、電気外科的エネルギーが非常に短い時間間隔の期間 (例えば 0.25 秒) で交替させることにより、電極の過熱、又は手術の遅延を伴わずに、低インピーダンス組織の融着の完了を容易にすることができる。一例において、電気外科的エネルギーのこの交替は、従来の R F エネルギー生成器から供給される R F エネルギーを使用して、第 1 ジョー内のマイクロチップ、又は外科用器具の本体内のプロセッサにより実施することができる。30

【0184】

このように、本開示の態様により、低インピーダンス組織の融着が実質的に完了するまで、外科用器具が電気外科的エネルギーを低インピーダンスの組織に供給することが可能となり得る。更に、本開示の態様は、有利には、第 1 ジョー内のマイクロチップ、又は外科用器具の本体内のプロセッサを使用して、従来の R F エネルギー生成器からの R F エネルギーを使用した 2 つの組の電極間で電気外科的エネルギーを交替させることができる。40

【0185】

図 42 は、本開示の一態様に従った、外科用器具 (例えば、外科用システム 10 又は外

10

20

30

40

50

科用道具組立体1000)のエンドエフェクタ(例えば、エンドエフェクタ1500)内のジョー3000の概略上面図を示す。ジョー3000は、カートリッジ3010、フレックス回路接触部3025(例えば露出した接触部1756)を有するフレックス回路3020と、切断部材(例えばナイフ部材1330)を中に摺動可能に受容可能であり、切断線3035に沿ってエンドエフェクタ内にクランプ留めされた組織を切断する、細長スロット3030と、を含むことができる。細長スロットは、ジョー3000の近位端から延びることができる。例示的な一態様において、フレックス回路3020はマイクロチップ(例えば遠位マイクロチップ1740)もまた含むことができ、次いで、カートリッジ3010はスマートカートリッジとも呼ばれることがある。ジョー3000はまた、第1ゾーン3060に第1の組の電極3040L及び3040Rを、第2ゾーン3065に第2の組の電極3050L及び3050Rを含むことができる。例示的な一態様において、第1ゾーン3060はジョー3000の近位部に位置することができ、第2ゾーン3065はジョー3000の遠位部に位置することができる。別の例示的な態様において、第1ゾーン3060及び第2ゾーン3065は、ジョー3000の任意の他の好適な場所に位置することができる。

【0186】

第1及び第2の組の電極3040L、3040R、3050L、3050Rは、フレックス回路3020と通信することができ、かつ／又は、フレックス回路3020に溶着されていてもよい。一例において、細長スロット3030はジョー3000の中心に配置されてよい。別の例において、細長スロット3030は、ジョー3000の任意の他の好適な場所に配置されてよい。図16で確認されるように、電極3040L及び3050Lは細長スロット3030の左側に位置することができ、電極3040R及び3050Rは、細長スロット3030の右側に位置することができる。例示的な一態様において、制御回路(例えば、マイクロプロセッサ560、セグメント化RF回路1160、又は遠位マイクロチップ1740)は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに供給するように構成されてもよい。

【0187】

電気外科的エネルギーは高周波(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)の周波数範囲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エネルギーを伝達することができ、これはイオン攪拌又は摩擦、即ち抵抗加熱を生じさせ、これによって組織の温度を上昇させる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は成形しながら、同時に血管を封止するために有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから構成されかつ熱に接触した際に収縮する、結合組織に対して特に良好に作用する。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、フレックス回路3020を通して制御回路に電氣的に接続することができる。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、RFエネルギーを放出して、切断線3035に沿って、電極3040L、3040R、3050L、3050Rに隣接する組織上に止血(又は凝固)線を形成するように構成されてもよい。

【0188】

例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rの長さ3070は、約10mm～約100mmの範囲、好ましくは約20mm～約50mmの範囲、より好ましくは約25mm～約35mmの範囲であってもよい。同様に、例示的な一態様において、第2の組の電極3050L及び3050Rの長さ3075は、約10mm～約100mmの範囲、好ましくは約20mm～約50mmの範囲、より好ましくは約25mm～約35mmの範囲であってもよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、任意の他の好適な長さを有することができる。例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間の間隙は非常に小さく、特許請

10

20

30

40

50

求された組織は、2つのゾーン3060と3065と間の位置する組織が封止されていない／融着されている状態で、第1ゾーン3060から第2ゾーン3065まで連続して融着されてもよい。例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間隙の長さ3072は、約0.1mm～約20mmの範囲、好ましくは約0.5mm～約5mmの範囲、より好ましくは約1mm～約3mmの範囲であってもよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間隙の長さ3072は、任意の他の好適な長さを有してよい。第1の組の電極3040L及び3040R、第2の組の電極3050L及び3050R、及び間隙の全長3080は、約20mm～約210mmの範囲、好ましくは約60mm～約100mmの範囲、より好ましくは約50mm～約70mmの範囲であってもよい。

10

【0189】

例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rが電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を受容することができる幅広の導電体1168に電気的に連結されてもよい。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、幅広の導電体1168が電極3040L、3040R、3050L及び3050RにRFエネルギーを供給することができるフレックス回路3020上の複数の導電体（例えば、導電体1732L及び1732R）に電気的に連結されてもよい。例示的な一態様において、電極3040L、3040R、3050L及び3050Rのそれぞれは、異なる導電体を通して、制御回路（例えばマイクロチップ1740）に別個に接続することができる。例えば、左側導電体1732Lの第1の導電体は電極3040Lに接続することができ、左側導電体1732Lの第2の導電体は電極3050Lに接続することができる。同様に、右側導電体1732Rの第1の導電体は電極3040Rに接続することができ、右側導電体1732Rの第2の導電体は電極3050Rに接続することができる。

20

【0190】

例示的な一態様において、ジョー3000は、電極3040L、3040R、3050L及び3050Rに個別に対応するマルチプレクサを含むことができる。マルチプレクサは、制御回路（例えばマイクロプロセッサ560、セグメント化RF回路1160、若しくは遠位マイクロチップ1740）に含まれることができる、又は、制御回路と電極3040L、3040R、3050L及び3050Rとの間に位置することができる。マルチプレクサは、制御回路の制御下において、電気外科的エネルギーを電極3040L、3040R、3050L及び3050Rに分配することができる。例示的な一態様において、マルチプレクサは、例えば、前の器具発射又は外科的処置で組織に残った、金属ステーブルライン、又は他の導電性物体により引き起こされる、電極の3040L、3040R、3050L及び3050Rのショートを検出するように構成されてもよく、電気外科的エネルギーは短絡に対して適切な方法で変調することができる。例示的な一態様において、導電体1168、1732L及び1732Rは、不注意によるRFエネルギーから、導電体1168、1732L及び1732Rに隣接する構成要素（例えば、マイクロチップ1740、スパイン組立体1250、積層板1322及びフレックス回路3020）を保護するように絶縁することができる。例示的な一態様において、カートリッジ3010は交換式であってもよい。カートリッジを交換する際、外科用器具内の狭い導電体1166、及び幅広の導電体1168は、新しいカートリッジ内の新しい導電体及び電極に接続することができる。

30

40

【0191】

例示的な一態様において、切断部材（例えばナイフ部材1330）は、モータ（例えばモータ505）に直接、又は間接的に連結されてもよい。制御回路がモータに電圧を供給するとき、切断部材は第1ゾーン3060又は第2ゾーン3065に前進し、第1ゾーン3060又は第2ゾーン3065内の組織を切断することができる。

50

【0192】

図43は、非限定的態様に従った、時間の関数として電極3040L、3040R、3050L及び3050Rに印加される電圧を示すグラフ3100を示す。パルス3110は、第1ゾーン3060内で電極3040L及び3040Rに印加された電圧を表すことができる。パルス3120は、第2ゾーン3065で電極3050L及び3050Rに印加された電圧を表すことができる。電圧が第1ゾーン3060でオンになっているとき、電気外科的エネルギーは第1の組の電極3040L及び3040Rに隣接する組織に印加され、そこで凝固／融着線を形成することができる。同様に、電圧が第2ゾーン3065でオンになっているとき、電気外科的エネルギーは第2の組の電極3050L及び3050Rに隣接する組織に印加され、そこで凝固／融着線を形成することができる。図43に示すように、例示的な一態様において、制御回路は、交替サイクルを通じて、設定された電圧を交互に印加することができる。次に、組織に印加される電力／エネルギーは、組織インピーダンスが変化すると変化し得る。別の例示的な態様において、制御回路又は発電機400は、電極に印加される電圧を変化させることができる（例えば、最初の5サイクルは30ボルト、次の5サイクルは50ボルト、次の5サイクルは80ボルト）。別の例示的な態様において、制御回路又は発電機400は、電極に印加される電圧を変化させて、組織に一定の電力を供給することができる。この場合、電圧は、組織インピーダンスが変化すると変化し得る。

10

【0193】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギーは、所定の時間間隔にて第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間で繰り返し交替し得る。例えば、電気外科的エネルギーは、第1期間（例えば0.25秒）にわたって第1の組の電極3040L、3040Rに供給され、次に、第2期間（例えば0.25秒）にわたって第2の組の電極3050L、3050Rに供給されてもよい。次に、エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040Rに再度切り替えて戻し、例えば、クランプ留めされた組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達するまで、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間での電気外科的エネルギーの交替を繰り返してよい。例示的な一態様において、所定の時間間隔は、約0.05秒～約0.5秒の範囲、好ましくは約0.1秒～約0.4秒の範囲、より好ましくは約0.2秒～約0.3秒の範囲あってもよい。別の例示的な態様において、所定の時間間隔は、任意の他の好適な期間を有してよい。例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの交替の所定の時間間隔は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに供給することが同時に見えるほど十分に速くてよい。

20

30

【0194】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの交替は、搭載されたオン／オフ電源スイッチ420がオンになったら開始することができ、搭載されたオン／オフ電源スイッチ420がオフになるまで、電気外科用装置のユーザからの入力無しで、交流を続けることができる。搭載されたオン／オフ電源スイッチ420は、判定された組織インピーダンスが所定のインピーダンス値（例えば、クランプ留めされた組織が完全に封止されたことを示すインピーダンス値）に到達したときに、自動的にオフになることができる。所定のインピーダンス値に達するために必要な電気外科的エネルギーの交替サイクル数（例えばn回）は、組織の種類、組織厚、組織内での含水量などを含む、様々なパラメータに応じて変動し得る。

40

【0195】

例示的な一態様において、図43に示すように、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は、第2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔と同じであってよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は、第2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔と異なっていてよい。例えば、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は0.3秒であってよい一方で、第

50

2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔は0.2秒であってよい。即ちこの場合、電気外科的エネルギーは第1の組の電極3040L及び3040Rに0.3秒間供給されてよく、次に第2の組の電極3050L及び3050Rに0.2秒間供給されてよく、次にこの交替を繰り返す。例示的な一態様において、所定の時間間隔は時間と共に短くなってよい。例えば、所定の時間間隔は、開始時（例えば数サイクルの間）は0.3秒、その後（次の数サイクルの間）は0.2秒、その後（組織が融着を完了する前、又は組織が融着される前の、次の数サイクルの間）は0.1秒であってよい。別の例示的な態様において、所定の時間間隔は時間と共に長くなってよい。

【0196】

図41は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ3250と電力及び制御信号を通信するようにプログラムされた外科用システム3200のブロック図を示す。例示的な一態様において、外科用システム3200は、電気外科的エネルギー制御セグメント（若しくはRFエネルギー制御セグメント）3220とシャフト制御セグメント3230（例えばシャフトセグメント（セグメント5）、モータ回路セグメント（セグメント7）、又は電力セグメント（セグメント8））とを有する制御回路3210（例えば、マイクロプロセッサ560、セグメント化RF回路1160、又は遠位マイクロチップ1740）を含むことができる。制御回路3210は、電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を、エンドエフェクタ3250（例えばエンドエフェクタ1500）内の電極（例えば、電極3040L、3040R、3050L及び3050R）に供給するように構成されてもよい。外科用システム3200は、電気外科的エネルギー生成器3240（例えばRF発電機400）からエフェクタ3250に電気外科的エネルギーを供給するために使用される、1つ以上の導電体3260（例えば導電体1168）を含むことができる。1つ以上の導電体3260は、エンドエフェクタ3250と制御回路3210（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント3220、及びシャフト制御セグメント3230）との間に電氣的に接続されてよい。シャフト制御セグメント3230はメモリにシャフト制御プログラムを格納することができ、例えばセンサ及び出力を制御する。

【0197】

電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、1つ以上の導電体3260を通して電気外科的エネルギーを電極に供給するように構成されてもよい。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント3230は、1つ以上の導電体3260を通して、エンドエフェクタ3250（及び／又は、外科用道具組立体1000、シャフト組立体704）に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信するように構成されてもよい。即ち、1つ以上の導電体3260は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250に供給するためだけでなく、エンドエフェクタ3250と制御信号を通信するためにもまた使用することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220及びシャフト制御セグメント3230の少なくともいくつかの部分は、互いに電氣的に分離されてもよい。

【0198】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、例えば、1つ以上の導電体3260を通して電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250内の電極に供給するときに、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、制御線3280を通して信号を供給することにより、1つ以上の導電体3260とシャフト制御セグメント3230との間に位置するスイッチ3270を制御して、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。スイッチ3270は、開状態と閉状態とを切り替えるように構成されてもよい。シャフト制御セグメント3230及び1つ以上の導電体3260は、スイッチ3270が開状態にあるときに電氣的に分離されることができ、スイッチ3270が閉状態にあるときに、電氣的に通信されていることができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、任意の他の好適な方法で、1つ以上

の導電体 3 2 6 0 をシャフト制御セグメント 3 2 3 0 から電氣的に分離することができる。スイッチ 3 2 7 0 の他の構成では、スイッチ 3 2 7 0 を閉じることにより、1 つ以上の導電体 3 2 6 0 をシャフト制御セグメント 3 2 3 0 から電氣的に分離することが可能となり得る。

【0199】

例示的な一態様において、制御回路 3 2 1 0 が、例えば、コネクタ 3 2 6 5 を連続して確認することにより、又は、電気外科的エネルギーの印加を感知することにより、電気外科的エネルギー生成器 3 2 4 0 がコネクタ 3 2 6 5（例えば雌型コネクタ 4 1 0）に接続されていることを検出したときに、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0 は、1 つ以上の導電体 3 2 6 0 をシャフト制御セグメント 3 2 3 0 から電氣的に分離することができる。例えば、雄型プラグ組立体 4 0 6 が雌型コネクタ 4 1 0 にプラグ接続されたときに、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0 は、導電体 3 2 6 0 をシャフト制御セグメント 3 2 3 0 から分離することができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0 は、電気外科的エネルギーがエンドエフェクタ 3 2 5 0 に、又は任意の他の好適な瞬間に供給されるときに、1 つ以上の導電体 3 2 6 0 をシャフト制御セグメント 3 2 3 0 から電氣的に分離することができる。

【0200】

例示的な一態様において、外科用システムは、エンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）を動作させるために使用される 1 つ以上の導電体 3 2 9 0（例えば導電体 1 1 6 6）を含むことができる。例示的な一態様において、1 つ以上の導電体 3 2 9 0 は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ 3 2 5 0 に送達するために使用されなくてもよい。シャフト制御セグメント 3 2 3 0 は、1 つ以上の導電体 3 2 9 0 を介して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムされてもよい。例示的な一態様において、スイッチ 3 2 7 0 が開状態にある間に（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0 が 1 つ以上の導電体 3 2 6 0 を通して、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ 3 2 5 0 に供給する間に）、シャフト制御セグメント 3 2 3 0 は 1 つ以上の導電体 3 2 9 0 を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信することができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント 3 2 3 0 はまた、スイッチ 3 2 7 0 が閉状態にある間に、1 つ以上の導電体 3 2 9 0 を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0 に／から、制御信号を提供、及び／又は受信することができる。

【0201】

スイッチ 3 2 7 0 は、トランジスタスイッチ、機械式スイッチ、電気機械式スイッチ、中継スイッチ、又は任意の他の好適なスイッチであってもよい。例示的な一態様において、導電体 3 2 6 0、3 2 9 0 を介して制御回路 3 2 1 0 とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で通信される制御信号としては、エンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）を切断動作モード及び／又は凝固動作モードで駆動するための信号、外科用システム 3 2 0 0 の電気特性、及び／又はエンドエフェクタ 3 2 5 0 にクランプ留めされた組織を測定するための信号、使用のためのフィードバックを提供するための信号、センサ信号を通信するための信号、並びに、エンドエフェクタ 3 2 5 0 の特定の特性（例えば、使用／未使用ステータス）を識別するための信号が挙げられるが、これらに限定されない。

【0202】

したがって、本開示の態様は、有利なことに、電気外科的エネルギーを送達して制御信号を通信するために使用される導電体（例えば、導電体 3 2 6 0）のいくつかを、これらの導電体が電気外科的エネルギーのために使用されていないときに用いることにより、制御回路 3 2 1 0 とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で制御信号を通信するために必要な導電体の数を減らすことができる。更に、これらの導電体を通して電気外科的エネルギーを供給するときに、他の

回路セグメント（例えばシャフト制御セグメント 3 2 3 0）からこれらの導電体を分離することにより、本開示の態様は、電気外科的エネルギーが、他の回路セグメント、及び／又はこれらの回路セグメントに接続された導電体（例えば導電体 3 2 9 0）に流れることを防止することができ、これらの回路セグメント及び／又は導電体への損傷を防止する。

【0203】

例示的な一態様において、制御回路は 2 つの動作モード、モード I 及びモード II を含んでよい。モード I では、制御回路は、組織の融着が完了するとき、又は完了した後に、組織を切断することができる。モード 2 では、制御回路は組織の融着が進行している間に、組織を切断することができる。これらのモードの例は、以下に更に詳細に記載し、図 4 4 ～図 4 9 で示すとおりである。

【0204】

図 4 4 は、モード I に従って外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセス 4 5 0 0 を示す論理フロー図である。例示的なプロセス 4 5 0 0 は、図 4 4 に示す論理フロー図を参照して説明されるが、この方法と関連する動作を実施する他の多くの方法も使用可能であると理解されよう。例えば、ブロックのいくつかの順序を変更してよく、特定のブロックを他のブロックと組み合わせるとよく、記載したブロックのいくつかは任意である。

【0205】

図示した例において、図 1 8 もまた参照すると、制御回路 6 1 0（図 1 8）は、組織のインピーダンスに関する情報を受信することができる（4 5 1 0）。例えば、制御回路 6 1 0 は、インピーダンスフィードバック回路を含むことができ、エンドエフェクタ 6 0 2（例えば、エンドエフェクタ 1 5 0 0）にクランプ留めされた組織、例えば、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 及び 3 0 5 0 R に隣接する組織などのインピーダンスを測定することができる。例示的な一態様において、制御回路 6 1 0 は組織インピーダンスを周期的に（例えば、0.1 秒毎、0.5 秒毎、又は 1 秒毎）に測定することができる。別の例示的な態様において、制御回路 6 1 0 は組織インピーダンスを無作為的に、又は任意の他の好適な方法で測定することができる。制御回路 6 1 0 は、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給することができる、電気外科的エネルギーの供給は、所定の時間間隔にて第 1 の組の電極と第 2 の組の電極との間で繰り返し交替する（4 5 2 0）。例えば、制御回路 6 1 0 は、第 1 の電気外科的エネルギーを、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 及び 3 0 5 0 R に、図 4 3 に関して上述した所定の時間間隔にて交互に供給することができる。

【0206】

次に、いくつかの時点で、制御回路 6 1 0 は、組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達することを判定することができる（4 5 3 0）。例えば、所定のインピーダンス値は、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 3 0 5 0 R に隣接する組織が実質的に、又は完全に融着した、又は凝固したことを示す値であってもよい。制御回路 6 1 0 は、測定した組織インピーダンスを所定の終了インピーダンス値と比較することにより、組織の融着が実質的に完了したと判定することができる。次いで、制御回路 6 1 0 は、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給することを停止することができる（4 5 4 0）。次いで、制御回路 6 1 0 は切断部材（I ビーム 6 1 4 など）を前進させて、組織を切断することができる（4 5 5 0）。例示的な一態様において、制御回路 6 1 0 は、切断部材（例えば I ビーム 6 1 4）を第 1 ゾーン 3 0 6 0 に前進させて、第 1 ゾーン 3 0 6 0 の組織を切断し、次いで、第 2 ゾーン 3 0 6 5 に前進させて、第 2 ゾーン 3 0 6 5 の組織を切断することができる。別の例示的な態様において、制御回路 6 1 0 は第 1 ゾーン 3 0 6 0 及び第 2 ゾーン 3 0 6 5 の組織を同時に切断することができる。

【0207】

図 4 5 は、時間の関数としての組織インピーダンス曲線 4 6 0 5 のグラフ 4 6 0 0 を示

10

20

30

40

50

す。組織インピーダンス曲線 4605 は、制御回路 610 (図 18) がモード I で動作しているときに、エンドエフェクタ 1500 で特許請求された組織のインピーダンスの変化を表すことができる。図 45 に示すように、組織インピーダンスは、一般的な「浴槽型」パターンに従う傾向にあり、エネルギー交替の開始において第 1 期間 4625 (例えば 0.3~1.5 秒) にわたって低下し、第 1 時間 (t_1) 4615 において最小インピーダンス値 (Z_M) に達し、次いで、クランプ留めされた組織が融着されている第 2 期間 4630 (例えば、0.3~1.5 秒) の間に増加する。次いで、組織インピーダンスは第 2 時間 (t_2) 4620 において点 4610 に達することができ、点 4610 での組織インピーダンスは、所定の終了インピーダンス (Z_T) に等しい。

【0208】

第 1 期間 4625 において、組織インピーダンスは、最小インピーダンス値 (Z_M) に達するまで、初期値から下がって低下する、例えば負の傾斜を有する。これは、エネルギーが一定期間組織に印加された後、組織の水分が蒸発し組織を乾燥させ、その後、第 2 期間 4630 において、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス (Z_T) に達するまで、組織インピーダンスを上昇させる、例えば正の勾配を有することとなるからであり、この時点で、エネルギーのエンドエフェクタへの供給が遮断され得る。例示的な一態様において、組織インピーダンスは、一定の期間 (例えば 0.5~5 秒) にわたって、最小インピーダンス Z_M を維持することができ、組織インピーダンス曲線 4605 はほぼ平坦となる。電気外科的エネルギー (例えば RF エネルギー) が、終了インピーダンス点 4610 にて遮断される代わりに連続して印加されるのであれば、組織インピーダンスは点 4610 を超えて連続して増加し得る。

【0209】

例示的な一態様において、所定の終了インピーダンス (Z_T) は、電極 3040L、3040R、3050L 及び 3050R に隣接する組織が実質的に又は完全に融着し、出血することなく組織 (例えば血管) を切断することができる点に対応することができる。所定の終了インピーダンスは、外科用器具 (例えば外科用システム 10、又は外科用道具組立体 1000) のメモリ装置に格納することができる。

【0210】

組織インピーダンスが所定の終了インピーダンスに達したとき、制御回路は、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極 3040L 及び 3040R 並びに第 2 の組電極 3050L 及び 3050R に供給することを停止してもよく、 t_2 4620 において組織インピーダンスが急降下する。例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの供給が停止したときに、制御回路が組織インピーダンスを測定することを停止するため、組織インピーダンスのこの急降下が生じ得る。例示的なモータの電圧曲線であるグラフ 4650 を示す図 46 に示すように、 t_2 において電気外科的エネルギーの供給が停止したとき、又は停止した後、制御回路は電圧 4660 をモータ (例えばモータ 505) に供給して、第 1 ゾーン 3060 で組織を切断することができる。次いで、制御回路はまた、電圧 4670 をモータに供給して、第 2 ゾーン 3065 で組織を切断することができる。図 45 及び図 46 に示すように、モード I では、クランプ留めされた組織の切断は、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達した (例えば、組織の融着が完了した) 後の、第 3 期間 4635 の間に開始することができる。

【0211】

図 47 は、モード II に従って外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセス 4700 を示す論理フロー図である。例示的なプロセス 4700 は、図 47 に示す論理フロー図を参照して説明されるが、この方法と関連する動作を実施する他の多くの方法も使用可能であると、理解されよう。例えば、ブロックのいくつかの順序を変更してよく、特定のブロックを他のブロックと組み合わせてもよく、記載したブロックのいくつかは任意である。

【0212】

図示した例において、図 18 もまた参照すると、制御回路 610 は組織のインピーダン

10

20

30

40

50

スに関する情報を受信することができる（４７１０）。例えば、制御回路６１０は、エンドエフェクタ６０２（例えばエンドエフェクタ１５００）にクランプ留めされた組織のインピーダンスを測定することができる。例示的な一態様において、制御回路６１０は組織インピーダンスを周期的に（例えば、０．１秒毎、０．５秒毎、又は１秒毎）に測定することができる。別の例示的な態様において、制御回路６１０は組織インピーダンスを無作為的に、又は任意の他の好適な方法で測定することができる。制御回路６１０は、電気外科的エネルギーをジョーの近位部にある第１の組の電極に、及びジョーの遠位部にある第２の組の電極に供給することができ、電気外科的エネルギーの供給は、所定の時間間隔にて第１の組の電極と第２の組の電極との間で繰り返し交替する（４７２０）。例えば、制御回路６１０は、電気外科的エネルギーを、第１の組の電極３０４０Ｌ及び３０４０Ｒ並びに第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに、図４３に関して上述した所定の時間間隔にて交互に供給することができる。

10

【０２１３】

次に、いくつかの時点で、制御回路６１０は、組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達することを判定することができる（４７３０）。例えば、所定のインピーダンス値は、第１の組の電極３０４０Ｌ及び３０４０Ｒ並びに第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに隣接する組織の融着が完了し始めることを示す値であってもよい。次いで、制御回路６１０は、電気外科的エネルギーを第１の組の電極及び第２の組の電極に供給しながら、切断部材（Ｉビーム６１４など）を前進させて、近位部内の組織を切断することができる（４７４０）。制御回路６１０は、電気外科的エネルギーを第２の組の電極に供給しながら、ジョーの近位部内の組織を切断した後、切断部材（例えばＩビーム６１４）を前進させて、遠位部内の組織を切断することができる（４７４０）。

20

【０２１４】

例示的な一態様において、制御回路６１０は、電気外科的エネルギーを第１の組の電極３０４０Ｌ及び３０４０Ｒと第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒの両方に供給しながら、切断部材（例えばＩビーム６１４）を前進させて、遠位部内の組織を切断することができる（４７５０）。別の例示的な態様において、制御回路６１０は、近位部内の切断した後、電気外科的エネルギーの第１の組の電極への供給を停止することができ、遠位部で組織を切断しながら、第２の組の電極にのみ電気外科的エネルギーを供給することができる。この場合、電気外科的エネルギーを第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに供給することは、依然として不連続であり得る。例えば、電気外科的エネルギーは設定した期間（例えば０．２５秒）にわたって第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに供給されてよく、次いで、電気外科的エネルギーは次の設定した期間（例えば０．２５秒）にわたって第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに供給されなくてよく、次いで、電気外科的エネルギーを次の設定した期間（例えば０．２５秒）にわたって第２の組の電極３０５０Ｌ、３０５０Ｒに供給されてよい。ジョーの遠位部（例えば、第２ゾーン３０６５）内の組織が切断されている間、このことを繰り返してよい。

30

【０２１５】

別の例示的な態様において、制御回路６１０は、第１ゾーンで組織を切断した後、第１の組の電極３０４０Ｌ及び３０４０Ｒ並びに第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに電気外科的エネルギーを供給することを停止することができる。この場合、組織を第２ゾーン３０６５で切断している間、電気外科的エネルギーは組織に供給されなくてよい。例示的な一態様において、制御回路６１０は、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達したときに、第１ゾーン３０６０及び／又は第２ゾーン３０６５で組織を切断しながら、電気外科的エネルギーを第１の組の電極３０４０Ｌ及び３０４０Ｒ並びに第２の組の電極３０５０Ｌ及び３０５０Ｒに供給することを停止することができる。

40

【０２１６】

図４８は、時間の関数としての組織インピーダンス曲線４８０５のグラフ４８００を示す。組織インピーダンス曲線４８０５は、制御回路がモードＩＩで動作しているときの、エンドエフェクタ１５００で特許請求される組織のインピーダンスの変化を表すことがで

50

きる。図45で確認されるように、組織インピーダンスはここでもまた、一般的な「浴槽型」パターンに従う傾向にある、(例えば、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとでの)エネルギー交替の開始時に第1期間4835(例えば、0.3~1.5秒)にわたって低下し、第1時間(t_1)4820において最小インピーダンス値(Z_M)に達し、次いで、第2期間4840(例えば、0.3~1.5秒)の間に増加する。上で説明したとおり、第1期間4835において、組織インピーダンスは、最小インピーダンス値(Z_M)に達するまで、初期値から下がって低下する、例えば負の傾斜を有する。これは、エネルギーが一定期間組織に印加された後、組織の水分が蒸発し組織を乾燥させ、その後、第2期間4840において、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス(Z_{T1})に達するまで、組織インピーダンスを上昇させる、例えば正の勾配を有することとなるからである。例示的な一態様において、組織インピーダンスはある期間(例えば0.5~5秒)にわたって、最小インピーダンスを維持することができ、組織インピーダンス曲線4805はほぼ平坦となる。

【0217】

例示的な一態様において、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したとき、インピーダンスの変化(例えば低下)速度は、図45に示すようにほとんど0になり得る。クランプ留めされた組織の融着は、この時点で完了し始めることができる。例示的な一態様において、モードIIでは、制御回路は、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したときに、切断部材を前進させ始めることができる。例えば、制御回路は、インピーダンスの変化(例えば低下)速度がおよそ0になるときに、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達した判定することができる。別の例示的な態様において、モードIIでは、制御回路は、クランプ留めされた組織が完全に融着する前の任意の他の好適な時間において切断部材を前進させ始めることができる。組織インピーダンスがある期間(例えば0.5~5秒)にわたって最小インピーダンスを維持する場合、制御回路は、その期間の間の任意の好適な瞬間(例えば、平坦な曲線の開始/中央/終了時)に切断部材を前進させ始めることができる。

【0218】

図49に示すとおり、そして図18もまた参照すると、制御回路610は、組織の融着が完了する前に、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したとき、又は達した後で、電圧4860をモータ604(例えば、モータ505)に供給して、第1ゾーン3060で組織を切断することができる。終了インピーダンス Z_{T1} は、第2時間(t_2)4825における切断完了時の組織インピーダンスを表すことができる。次いで、制御回路は、第1ゾーン3060で組織を切断した後で、電圧4870をモータ604(例えば、モータ505)に供給して、第2ゾーン3065で組織を切断することができる。終了インピーダンス Z_{T2} は、第3時間(t_3)4830における切断完了時の組織インピーダンスを表すことができる。クランプ留めされた組織は、第1ゾーン3060で組織を切断している間に生成されたいくらかの流体(例えば血液、又は任意の他の体液)で湿っている場合があるため、インピーダンス曲線4805は、第1ゾーン3060で組織を切断した直後に、第2時間4825付近、又は第2時間4825における降下し得る。したがって、測定したインピーダンス値4805は、第1ゾーン3060で組織を切断した後で降下するように見えることがあるが、実際の組織インピーダンスは降下しないことがある。しかし、第3期間4845を通じて、 Z_{T1} に類似する、又は Z_{T1} より高い場合がある。組織の水分が蒸発すると、第3期間4845の間にクランプ留めされた組織に印加された電気外科的エネルギーにより、組織の乾燥が引き起こされるため、測定したインピーダンス値はまた、速やかに増加し、実際の組織インピーダンスを反映し得る。

【0219】

例示的な一態様において、制御回路610は、Iビーム614などの切断部材をいつ前進させ始めるかを判定するために、エンドエフェクタ602でクランプ留めされた組織を切断するのに必要な時間量を考慮することができる。例えば、第1ゾーン3060で組織を切断するのに1秒かかる場合、制御回路610は、第1ゾーン3060での組織の切断

が完了する時間までに、組織の融着が実質的に完了するように、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達する約1秒前（およそこの時間に、組織の融着は通常完了する）に、切断部材（例えばIビーム614）を前進させ始めることができる。別の例示的な態様において、組織の融着が、切断の終了までに実質的に完了するように、切断速度を調節することができる。例えば、組織インピーダンスが最小インピーダンスに達する瞬間から、終了インピーダンスに達する瞬間（例えば、組織の融着が完了するとき）まで0.5秒かかるのとすると、第1ゾーン3060又は第2ゾーン3065で組織を切断するのに0.5秒かかるように、切断速度を調節することができる。

【0220】

上で説明したとおり、例示的な一態様において、制御回路610は、第3期間4845の間に第2ゾーン3065で組織を切断しながら、電気外科的エネルギーを、第1の組の電極3040Lと3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rの両方に供給することができる。この場合、クランプ留めされた組織は第3期間4845にわたって更なる電気外科的エネルギーを受容したため、第3時間4830における終了インピーダンス Z_{T2} は、図48で確認されるように、第2時間4825における終了インピーダンス Z_{T1} よりも大きい場合がある。

【0221】

例示的な一態様において、制御回路610は、第1ゾーン3060で組織を切断した後、電気外科的エネルギーを第1の組の電極に供給することを停止することができ、第2ゾーン3065で組織を切断しながら、第2の組の電極のみに電気外科的エネルギーを供給することができる。この場合、第2ゾーン3065の組織は、第1ゾーン3060の組織よりも第3期間4845にわたってより多くの電気外科的エネルギーを受容したため、第2ゾーン3065の組織の終了インピーダンスは、第1ゾーン3060での組織の終了インピーダンスよりも大きい場合があり、2つの組の電極に対する所定の時間間隔は同じである、ということが推定される。

【0222】

本明細書で記載される機能又はプロセス4500、4700は、本明細書で記載される処理回路、例えば、図16～図17に関連して記載される制御回路700、図18に関連して記載される制御回路610のいずれかにより実行することができる。

【0223】

本明細書で記載される主題の様々な態様を、以下の実施例において説明する：

実施例1．外科用器具であって、エンドエフェクタであって、遠位部と近位部を含む第1ジョーと、第1ジョーに対して移動可能な第2ジョーと、第1ジョー上にある少なくとも1つの電極を備えるエンドエフェクタと、電気外科的エネルギーを少なくとも1つの電極に供給するように構成された制御回路であって、シャフト制御セグメント及び電気外科的エネルギー制御セグメントを備える、制御回路と、エンドエフェクタと制御回路との間に電氣的に接続された第1の導体と、を備え、シャフト制御セグメントは、第1の導体を通して、エンドエフェクタを動作させるための制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成され、電気外科的エネルギー制御セグメントは、第1の導体を通して、電気外科的エネルギーを少なくとも1つの電極に供給するように構成されている、外科用器具。

【0224】

実施例2．電気外科的エネルギー制御セグメントは、シャフト制御セグメントから電氣的に分離されている、実施例1に記載の外科用器具。

【0225】

実施例3．電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科的エネルギーを少なくとも1つの電極に供給するときに、第1の導電体をシャフト制御セグメントから電氣的に分離するように構成されている、実施例1～実施例2の1つ以上に記載の外科用器具。

【0226】

実施例4．電気外科的エネルギー制御セグメントとシャフト制御セグメントとの間に電氣的に連結されたスイッチを更に備え、電気外科的エネルギー制御セグメントは、スイッ

10

20

30

40

50

チを制御することにより、第1の導電体をシャフト制御セグメントから電氣的に分離するように構成されている、実施例3に記載の外科用器具。

【0227】

実施例5．電気外科的エネルギー制御セグメントは、第1の導体とシャフト制御セグメントとの間に位置するスイッチを開くことにより、シャフト制御セグメントから、第1の導電体を電氣的に分離するように構成されている、実施例4に記載の制御回路。

【0228】

実施例6．第2の導電体を更に備え、シャフト制御セグメントは、第2の導体を通して制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成され、シャフト制御セグメントは、電気外科的エネルギー制御セグメントが第1の導体を通して、電気外科的エネルギーを少なくとも1つの電極に供給しているときに、第2の導電体を通して制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成されている、実施例1～実施例5の1つ以上に記載の外科用器具。

10

【0229】

実施例7．第2ジョーはアンビルを備える、実施例1～実施例6の1つ以上に記載の外科用器具。

【0230】

実施例8．電気外科的エネルギーが高周波（RF）エネルギーを備える、実施例1～実施例7の1つ以上に記載の外科用器具。

【0231】

実施例9．少なくとも1つの電極は、第1ジョーの近位部に位置する第1の組の電極、及び第1ジョーの遠位部に位置する第2の組の電極を備え、電気外科的エネルギーセグメントは、所定の時間間隔にて電気外科的エネルギーを第1の組の電極と第2の組の電極との間で繰り返し交替するように構成されている、実施例1～実施例8の1つ以上に記載の外科用器具。

20

【0232】

実施例10．切断部材を更に備え、第1ジョー及び第2ジョーが、第1ジョーの近位部から延びる細長スロットを、第1ジョーと第2ジョーとの間で画定し、切断部材は、細長スロット内で摺動可能に受容可能であり、第1ジョーと第2ジョーとの間に位置する組織を切断する、実施例9に記載の外科用器具。

30

【0233】

実施例11．第1の組の電極は第1電極及び第2電極を備え、第1電極は細長スロットの左側に位置し、第2電極は細長スロットの右側に位置する、実施例10に記載の外科用器具。

【0234】

実施例12．第2の組の電極は第3電極及び第4電極を備え、第3電極は細長スロットの左側に位置し、第4電極は細長スロットの右側に位置する、実施例10～実施例11の1つ以上に記載の外科用器具。

【0235】

実施例13．所定の時間間隔は、第1の組の電極に対する第1時間間隔、及び第2の組の電極に対する第2時間間隔を含み、第1時間間隔は第2時間間隔と異なる、実施例9～実施例12の1つ以上に記載の外科用器具。

40

【0236】

実施例14．交替のための所定の時間間隔は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給することが同時に見えるほど十分に速い、実施例9～実施例12の1つ以上に記載の外科用器具。

【0237】

実施例15．所定の時間間隔が約0.1～0.5秒の範囲である、実施例9～実施例14の1つ以上に記載の外科用器具。

【0238】

50

実施例 16. 外科用システムであって、高周波 (RF) エネルギー生成器と、ハンドル本体と、エンドエフェクタであって、遠位部及び近位部を備える第 1 ジョーと、第 1 ジョーに対して移動可能な第 2 ジョーと、第 1 ジョー上にある少なくとも 1 つの電極と、を備えるエンドエフェクタと、RF エネルギー生成器から少なくとも 1 つの電極に RF エネルギーを供給するように構成されており、シャフト制御セグメント及び RF 制御セグメントを備える、制御回路と、エンドエフェクタと制御回路との間に電氣的に接続された第 1 の導体と、を備え、シャフト制御セグメントは、第 1 の導電体を通して、エンドエフェクタを動作させるための制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成されており、RF 制御セグメントは、第 1 の導電体を通して RF エネルギーを少なくとも 1 つの電極に供給するように構成されている、外科用システム。

10

【0239】

実施例 17. RF 制御セグメントがシャフト制御セグメントから電氣的に分離されている、実施例 16 に記載の外科用システム。

【0240】

実施例 18. RF 制御セグメントは、RF エネルギーを少なくとも 1 つの電極に供給するときに、第 1 の導電体をシャフト制御セグメントから電氣的に分離するように構成されている、実施例 16 ~ 実施例 17 の 1 つ以上に記載の外科用システム。実施例 19. 第 1 の導体とシャフト制御セグメントとの間で電氣的に連結されたスイッチを更に備え、RF 制御セグメントは、スイッチを制御することにより、第 1 の導電体をシャフト制御セグメントから電氣的に分離するように構成されている、実施例 18 に記載の外科用システム。

20

【0241】

実施例 20. 電気外科的エネルギー制御セグメントは、第 1 の導電体とシャフト制御セグメントとの間に位置するスイッチを開くことにより、第 1 の導体をシャフト制御セグメントから、電氣的に分離するように構成されている、実施例 19 に記載の制御回路。

【0242】

実施例 21. 第 2 の導電体を更に備え、シャフト制御セグメントは、第 2 の導電体を通して制御信号をエンドエフェクタに提供するように構成されており、シャフト制御セグメントは、RF 制御セグメントが第 1 の導電体を通して RF エネルギーを少なくとも 1 つの電極に供給するときに、制御信号をエンドエフェクタ、第 2 の導電体に供給するように構成されている、実施例 16 ~ 実施例 20 のいずれか 1 つに記載の外科用システム。

30

【0243】

実施例 22. 少なくとも 1 つの電極は、第 1 ジョーの近位部に位置する第 1 の組の電極、及び第 1 ジョーの遠位部に位置する第 2 の組の電極を備え、電気外科的エネルギーセグメントは、所定の時間間隔にて、RF エネルギーを第 1 の組の電極と第 2 の組の電極との間で繰り返し交替するように構成されている、実施例 16 ~ 実施例 21 の 1 つ以上に記載の外科用システム。

【0244】

外科用締結器具用のフレキシブル回路構成

いくつかの態様では、電気外科用装置は、ユーザに対して組織に任意の向きでアクセスするために、ユーザが、ハンドル組立体に対してエンドエフェクタの角度を調節することを可能にする関節運動シャフトを有することができる。エンドエフェクタとハンドル組立体との間で交換される電気信号は、シャフトの関節運動の種類又は程度に関係なく、妨害を受けてはならない。

40

【0245】

ハンドル組立体とエンドエフェクタとの間に延びる典型的な電気ワイヤは、関節運動シャフトの屈曲を繰り返すことにより、時間と共にみづれ、潜在的に切断されることとなり得る。それ故、本開示は、電気外科用装置のエンドエフェクタを操作するために必要な、繰り返しのシャフト関節運動、及び任意の他の機械的動きに耐え得る、フレキシブル回路素子を提供する。

【0246】

50

図14に示すように、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164は近位閉鎖管1910内に一部が配置され、関節運動コネクタ1920を通して外科用エンドエフェクタ1500内に延びてよい。同様に、ナイフバー1320もまた、近位閉鎖管1910内に一部が配置され、関節運動コネクタ1920を通して外科用エンドエフェクタ1500内に延びてよい。フレキシブルシャフト回路ストリップ1164は、ナイフバー1320を形成する複数の積層板、又はバー1322の間の中央で支持されてもよい。このような構成により、エンドエフェクタ1500の関節運動の間に十分な硬さを残したまま、ナイフバー1320とフレキシブルシャフト回路ストリップ1164とを十分に撓曲させることが容易となり、ナイフ部材1330がクランプ留めされた組織を通して遠位に前進することが可能となる。これらを合わせると、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164、及びナイフバー1320を形成する複数の積層板又はバー1322は、関節運動コネクタ1920が屈曲している間に、ナイフバー1320の往復運動を可能にするフレキシブル組立体を備えることができる。

【0247】

図50は、フレキシブル組立体3500の一態様を更に詳細に示す。図50に示すフレキシブル組立体3500の一態様において、ナイフバー1320は二対の積層板1322で構成され、一対の積層板1322は、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の第1の側に沿って配置され、第2の対の積層板1322は、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の第2の側に沿って配置される。ナイフバー1320は二対の積層板1322を有するものとして開示されているが、ナイフバー1320は、偶数の積層板1322の第1の半分が、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の第1の側に沿って配置され、偶数の積層板1322の第2の半分が、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の第2の側に沿って配置される、任意の偶数の数の積層板1322で構成することができる。と認識することができる。

【0248】

図10に示すように、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164は、細長通路1602の通路壁1622の1つに形成される壁のくぼみ1625内に配置される、通路回路1670の近位接触部分1672と電氣的に接続し得る遠位接触部分1169を含む。したがって、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の遠位端は、外科用エンドエフェクタ1500の細長通路1602に対して固定位置にあってもよい。図15に示すように、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の近位端は、道具フレーム組立体1200に配置されたスリップリング組立体1150の遠位コネクタ1162と電氣的に接続することができる。したがって、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の近位端は、道具フレーム組立体1200に対して固定位置にあってもよい。図14に示すように、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164はこのようにして関節運動コネクタ1920を横断することができ、それ故関節運動コネクタ1920の関節運動時に屈曲することができる。

【0249】

ナイフバー1320は同様に、図3に示すように、関節運動コネクタ1920を、ノズル組立体1240に配置された中間発射シャフト部分1310に対する近位接続から、ナイフ部材1330における遠位接続に横断することができる。それ故、関節運動コネクタ1920が関節運動するときに屈曲するのに十分に可撓性でありつつ、ナイフ部材1330を活性化するために、ナイフバー1320は往復運動するように構成することができる。

【0250】

フレキシブルシャフト回路ストリップ1164の側面に沿ったナイフバー1320の往復運動動作により、フレキシブルシャフト回路ストリップ1164に配置された任意の電気配線又はワイヤの、摩擦及び／又は減耗が引き起こされ得ると認識することができる。電気配線又はワイヤは、RF用の幅広いワイヤ／導体、及び従来のステープリング用（例えば、電気制御又は感知信号を伝導するため）に薄いワイヤを備えることができる。このような摩耗により、電気ワイヤに裂け目又は間隙が生じ得、電気ワイヤの、RFを含む電

10

20

30

40

50

気信号を通す能力が損なわれ得る。したがって、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 を更に保護することが必要とされ得る。

【0 2 5 1】

図 5 0 に示すように、このような保護は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の対向する側面に配置された 1 つ以上の板バネ 3 5 0 5 によりもたらされ得る。それぞれの板バネ 3 5 0 5 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の側面と、積層板 1 3 2 2 の内側との間に配置されてよい。板バネ 3 5 0 5 はフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 に対して固定されたままであり得、それ故、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の各側面を、ナイフ部材 1 3 3 0 の展開中にナイフバー 1 3 2 0 による摩耗から保護することができる。それぞれの板バネ 3 5 0 5 はまた、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 に物理的支持を提供することができる。更に、それぞれの板バネ 3 5 0 5 はフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 に復元力を提供し、エンドエフェクタ 1 5 0 0 が電気外科用装置のシャフトと同軸の位置に戻ると、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 を本質的に長手方向（即ち、屈曲していない）形状に戻ることができる。いくつかの態様では、フレキシブル組立体 3 5 0 0 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4、及び複数の積層板 1 3 2 2 に加えて、1 つ以上のこのような板バネ 3 5 0 5 もまた含むことができると認識することができる。

10

【0 2 5 2】

図 5 1 A は、ナイフ部材 1 3 3 0 が近位ナイフ位置 3 5 3 0 に配置された、電気外科用装置内に配置されたフレキシブル組立体 3 5 0 0 を示す。図 5 1 B は、ナイフ部材 1 3 3 0 が遠位ナイフ位置 3 5 3 1 に配置された、電気外科用装置内に配置されたフレキシブル組立体 3 5 0 0 を示す。電気外科用装置のシャフトの関節運動は、図 5 1 A 及び図 5 1 B では（装置を使用する視点から）右方向で表されるものの、電気外科用装置の関節運動は、フレキシブル組立体 3 5 0 0 の構成要素が左方向に好適に屈曲されると、（装置を使用する視点から）左方向にも可能であることが理解されるべきである。

20

【0 2 5 3】

図 5 1 A は図 1 4 に類似しており、追加の詳細を更に明らかにする。例えば、フレキシブル組立体 3 5 0 0 の近位端は、近位閉鎖管（1 9 1 0、図 1 4 を参照されたい）内に配置されたスパイン組立体 1 2 5 0 の中で安定化されてもよい。フレキシブル組立体 2 5 0 0 の遠位端は、細長通路（1 6 0 2、図 4 を参照されたい）の近位端部分 1 6 1 0 の中で安定化されてもよい。フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の遠位接触部分 1 1 6 9 は、通路回路（1 6 7 0、図 1 0 を参照されたい）の近位接触部分 1 6 7 2 に電氣的にも物理的にも連結され得る。

30

【0 2 5 4】

図 5 1 A に示すように、ナイフ部材は近位ナイフ位置 3 5 3 0 に位置することができる。ある非限定的態様において、ナイフ部材の近位ナイフ位置 3 5 3 0 は、例えば、ナイフ部材の近位端から、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の遠位接触部分 1 1 6 9 の遠位端まで測定した、近位ナイフ距離（PKD）を有することができる。図 5 1 B は、遠位ナイフ位置 3 5 3 1 に位置するナイフ部材を表す。ある非限定的態様において、ナイフ部材の遠位ナイフ位置 3 5 3 1 は、例えば、ナイフ部材の近位端から、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の遠位接触部分 1 1 6 9 の遠位端まで測定した、遠位ナイフ距離（DKD）を有することができる。近位ナイフ距離 PKD、又は遠位ナイフ距離 DKD のいずれかの、あらゆる明示的な測定に関して、制限は示唆されない。しかし、本開示の目的に関して、遠位ナイフ距離 DKD は近位ナイフ距離 PKD よりも長いことが認められ得る。電気外科用システムを使用する間に、ナイフ部材 1 3 3 0 は近位ナイフ位置 3 5 3 0 から遠位ナイフ位置 3 5 3 1 まで、又は遠位ナイフ位置 3 5 3 1 から近位ナイフ位置 3 5 3 0 まで横断することができると認識することができる。

40

【0 2 5 5】

上で開示したとおり、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の遠位端は、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 に対して固定位置にあってよく、フレキシブルシャフト回路

50

ストリップ 1 1 6 4 の近位端は、道具フレーム組立体 1 2 0 0 に対して固定位置にあってよい。更に、板バネ 3 5 0 5 はフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 に対して固定位置を維持することができる。ある非限定的態様において、第 1 の板バネ 3 5 0 5 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の第 1 の側に隣接して、又は第 1 の側に対して配置することができ、第 2 の板バネ 3 5 0 5 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の第 2 の側又は対向する側に隣接して、又はこれに対して配置することができる。ナイフバー 1 3 2 0 がナイフ部材 1 3 3 0 を、遠位ナイフ位置 3 5 3 1 又は近位ナイフ位置 3 5 3 0 のいずれかまで移動させると、ナイフバー 1 3 2 0 の積層板 1 3 2 2 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 及び板バネ 3 5 0 5 の固定位置に対して長手方向に摺動して移動する。

10

【0256】

ナイフバー 1 3 2 0 が近位の態様にあり、ナイフ部材 1 3 3 0 が近位ナイフ位置 3 5 3 0 にある間、第 1 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、第 1 の板バネ 3 5 0 5 の外側に沿って第 1 の近位位置 3 5 2 2 a に位置することができ、第 2 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、第 2 の板バネ 3 5 0 5 の外側に沿って第 2 の近位位置 3 5 2 2 b に位置することができる。この構成において、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の一部及び板バネ 3 5 0 5 の一部は、積層板 1 3 2 2 の、第 1 の近位位置 3 5 2 2 a 及び第 2 の近位位置 3 5 2 2 b に位置する部分を分離する。ナイフバー 1 3 2 0 が遠位に移動して、ナイフ部材 1 3 3 0 が遠位ナイフ位置 3 5 3 1 にあるとき、第 1 の近位位置 3 5 2 2 a に位置する第 1 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、遠位方向に第 1 の遠位位置 3 5 2 2 c まで横断することができる。同様に、ナイフバー 1 3 2 0 が遠位に移動して、ナイフ部材 1 3 3 0 が遠位ナイフ位置 3 5 3 1 にあるとき、第 2 の近位位置 3 5 2 2 b に位置する第 2 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、遠位方向に第 2 の遠位位置 3 5 2 2 d まで横断することができる。このようにして、積層板 1 3 2 2 の少なくともいくつかの部分は、板バネ 3 5 0 5 に対して摺動して移動する。

20

【0257】

ナイフバー 1 3 2 0 が遠位方向に移動する結果、第 1 の遠位位置 3 5 2 2 c にある第 1 の対の積層板の一部、及び第 2 の遠位位置 3 5 2 2 d にある第 2 の対の積層板の一部はもはや、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 及び板バネ 3 5 0 5 により離されていない。したがって、第 1 の遠位位置 3 5 2 2 c にある第 1 の対の積層板の一部の内側表面は、ナイフバー 1 3 2 0 が遠位方向に移動するときに、第 2 の遠位位置 3 5 2 2 d にある第 2 の対の積層板の一部の内側表面と接触し得る。

30

【0258】

同様に、ナイフバー 1 3 2 0 が近位方向に移動するときに、ナイフ部材 1 3 3 0 が遠位ナイフ位置 3 5 3 1 から近位ナイフ位置 3 5 3 0 まで移動し、第 1 の遠位位置 3 5 2 2 c に位置する第 1 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、近位方向に第 1 の近位位置 3 5 2 2 a まで横断することができると理解することが可能である。同様に、ナイフバー 1 3 2 0 が近位方向に移動するときに、第 2 の遠位位置 3 5 2 2 d に位置する第 2 の対の積層板 1 3 2 2 の一部は、近位方向に第 2 の近位位置 3 5 2 2 b まで横断することができる。ナイフバー 1 3 2 0 が近位方向に移動する結果、第 1 の近位位置 3 5 2 2 a にある第 1 の対の積層板の一部、及び、第 2 の近位位置 3 5 2 2 b にある第 2 の対の積層板の一部は、板バネ 3 5 0 5 及びフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 により離されていてもよい。

40

【0259】

図 5 2 A 及び図 5 2 B は、電気外科用装置内にフレキシブル組立体 3 5 0 0 を収容することができる構造体とは無関係の、図 5 1 A 及び図 5 1 B のフレキシブル組立体 3 5 0 0 を表す。特に、図 5 2 A は、関節運動していないフレキシブル組立体 3 5 0 1 (点線)、及び右関節運動 R A の後に関節運動したフレキシブル組立体 3 5 0 2 を表す。図 5 2 B は、ナイフバー 1 3 2 0 が遠位方向 D D に移動することで、ナイフ部材 1 3 3 0 を近位ナイフ位置 3 5 3 0 から遠位ナイフ位置 3 5 3 1 に移動させる効果を表す。図 5 2 B は更に、ナイフバー 1 3 2 0 が近位方向 P D に移動することで、ナイフ部材 1 3 3 0 を遠位ナイ

50

フ位置 3 5 3 1 から近位ナイフ位置 3 5 3 0 に移動させる効果を表す。

【0 2 6 0】

図 5 1、図 5 2 A、図 5 2 B に関して上で開示したように、フレキシブル組立体 3 5 0 0 は、一対の板バネ 3 5 0 5 の間に配置されたフレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4、及び、一対の積層板 1 3 2 2 が、板バネ 3 5 0 5 のそれぞれの外側表面に沿って配置されている、二対の積層板 1 3 2 2 を備えるナイフバー 1 3 2 0 を備えることができる。このような板バネ 3 5 0 5 は、積層板 1 3 2 2 の往復運動により引き起こされる減耗及び摩耗に対する、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の表面の保護をもたらすことができる。代替の一態様において、フレキシブル組立体 3 5 0 0 は一対の板バネ 3 5 0 5 を欠くことができ、積層板 1 3 2 2 は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の側面に対して直接配置されてもよい。フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 の側面に対する積層板 1 3 2 2 の運動としては、図 5 2 A 及び図 5 2 B に関して上で詳細に開示した動きを挙げるることができる。板バネ 3 5 0 5 を欠くフレキシブル組立体 3 5 0 0 の、このような代替的な一態様は、フレキシブルシャフト回路ストリップ 1 1 6 4 が側面に保護コーティングを含むことにより、保護用板バネ 3 5 0 5 の必要性を事前に取り除いた、フレキシブル組立体 3 5 0 0 の使用を見出すことができる。

10

【0 2 6 1】

更に、上で開示したフレキシブル組立体 3 5 0 0 は、外科用ステープル／締結具カートリッジ、高周波 (R F) カートリッジを含む、又は、外科用ステープル／締結具カートリッジ、若しくは高周波 (R F) カートリッジのいずれかを解放可能に受容するように構成されたエンドエフェクタを含む電気外科用装置における実用性を見出すことができると認識することができる。

20

【0 2 6 2】

関節運動シャフトを備える電気外科用システムの中で使用するために構成されたフレキシブル組立体の態様を上で開示している。フレキシブル組立体は関節運動コネクタにまたがることができ、関節運動コネクタの屈曲に関連して屈曲するように構成された、フレキシブルシャフト回路ストリップを含むことができる。フレキシブルシャフト回路ストリップは、関節運動シャフトの近位端のハンドル組立体からの電気信号を、関節運動シャフトの遠位端のエンドエフェクタまで通信することが可能になるように構成されてもよい。フレキシブル組立体は、関節運動シャフトの縦軸に沿って横断するように移動し、エンドエフェクタの 1 つ以上の動作を制御するように構成された、1 つ以上の構成要素もまた含むことができる。フレキシブル組立体は、フレキシブルシャフト回路ストリップを支持若しくは保護するように構成された追加の構成要素、及び／又は、関節運動シャフトの縦軸に沿って横断するように移動するように構成された構成要素も更に備えることができる。

30

【0 2 6 3】

図 1 ～ 図 1 5 に表すように、かつ、上で開示したように、フレキシブル組立体はモータ駆動式外科用システムに関して記載されるものの、フレキシブル組立体は、このようなモータ駆動式外科用システムの特定の構成要素又は機能を有する外科用システムに限定しなくてもよいと認識することができる。このようなフレキシブル組立体を、関節運動シャフトの近位端に本体又はハンドル組立体を、そして遠位端にエンドエフェクタを有する、少なくとも関節運動シャフトを備える任意の外科用システムに組み込むことができる。

40

【0 2 6 4】

したがって、フレキシブル組立体のフレキシブルシャフト回路ストリップは、D C 電気信号、A C 電気信号、デジタル電気信号、アナログ電気信号、R F 電気信号、又は、このような電気信号の任意の 1 つ以上の組み合わせなどの任意の 1 つ以上の電気信号を伝えるように構成されてもよい。フレキシブルシャフト回路ストリップは、任意の数、任意の種類、又は任意のサイズの導電性ワイヤ又は配線が配置される、任意の可撓性非導電性材料を備えることができる。フレキシブルシャフト回路ストリップは、任意の数の層を備えることができる。フレキシブルシャフト回路ストリップは、ディスクリット回路 (例えば抵抗器、コンデンサ、及びインダクタ)、又は集積回路などの、任意の 1 つ以上の電子構成

50

要素を更に備えることができる。可撓性シャフト回路ストリップは、1つ以上の導電性ワイヤ又は配線を覆う保護層、及び／又は電子構成要素を更に含むことができる。フレキシブル組立体は、フレキシブルシャフト回路ストリップの1つ以上の側面に配置され、外科用システムが関節運動位置から戻った後に復元力をもたらす、板バネなどの1つ以上のバネを含むことができる。あるいは、フレキシブルシャフト回路ストリップは、このような板バネをフレキシブルシャフト回路ストリップの本体に組み込むことができる。

【0265】

関節運動シャフトの縦軸に沿って横断して移動するように構成された構成素としては、横断運動と可撓性屈曲運動の両方が可能な、任意の数又は任意の種類の構成要素を挙げることができる。このような構成要素の非限定例としては、ワイヤ、バンド、プレート、及び可撓性シャフトを挙げることができる。横断して移動するように構成された1つ以上のこのような構成要素が、フレキシブル組立体に含まれてよい。複数の構成要素は、連動して移動することができる、又は独立して移動することができる。複数の構成要素は、フレキシブルシャフト回路ストリップの片面に沿って配置することができる。あるいは、いくつかの数の複数の構成要素が、フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側に沿って配置されてよく、一方で、異なる数の複数の構成要素が、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側に沿って配置されてよい。横断して移動するように構成された構成要素は、関節運動シャフトの近位端又は遠位端のいずれかで、任意の移動可能な構成要素に動作可能に、このような移動可能な構成要素の機能に関する制限なく連結され得る。

【0266】

フレキシブル組立体は、フレキシブルシャフト回路ストリップを保護する、若しくは支持するように構成された、及び／又は、横断して移動するように構成された、任意の数の、又は任意の種類の構成要素もまた含むことができる。例えば、追加の構成要素としては、例えば、保護シート又はシースを含む、フレキシブルシャフト回路ストリップの1つ以上の表面を保護するように構成された、任意の数、又は任意の種類の構成要素を挙げることができる。追加の構成要素としては、フレキシブルシャフト回路ストリップを支持するフレームを挙げることができる。追加の構成要素は、カニューレなどの、横断して移動するように構成された構成成分用の保護筐体を更に含むことができる。

【0267】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例1．モータ駆動式外科用システムであって、ハンドル組立体、と、ハンドル組立体に動作可能に連結され、ノズル組立体と、ノズル組立体の遠位端に動作可能に連結された近位端を有する近位閉鎖管と、近位閉鎖管の遠位端に動作可能に連結された近位端を有する関節運動コネクタと、第1ジョー及び第2ジョーを備え、関節運動コネクタの遠位端動作可能に連結された近位端を有する外科用エンドエフェクタと、近位閉鎖管の少なくとも一部、関節運動コネクタの少なくとも一部、及び外科用エンドエフェクタの少なくとも一部内に配置されたフレキシブルシャフト回路ストリップと、外科用エンドエフェクタ内に摺動可能に配置されたナイフ部材と、ナイフ部材の近位端に動作可能に接続されたナイフバーと、を備え、ナイフバーは、フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側に配置された第1の積層板、及び、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側に配置された第2の積層板を備え、ナイフバーは、近位閉鎖管の縦軸に沿って往復運動するように構成されている、交換式外科用道具組立体と、を備える、モータ駆動式外科用システム。

【0268】

実施例2．第1の積層板は第1の対の積層板を備え、第2の積層板は第2の対の積層板を備える、実施例1に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0269】

実施例3．第1の積層板は、フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側に沿って往復運動するように構成されており、第2の積層板は、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側に沿って往復運動するように構成されている、実施例1～実施例2の1つ

以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0270】

実施例4．フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側と第1の積層板との間に配置された第1の板バネと、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側と第2の積層板との間に配置された第2の板バネと、を更に備える、実施例1～実施例3の1つ以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0271】

実施例5．第1の積層板は、第1の板バネの第1の側に沿って往復運動するように構成されており、第2の積層板は、第2の板バネの第1の側に沿って往復運動するように構成されている、実施例4に記載のモータ駆動式外科用システム。

10

【0272】

実施例6．第1の板バネ及び第2の板バネが、関節運動コネクタの少なくとも一部、及び外科用エンドエフェクタの少なくとも一部の中に配置されている、実施例4～実施例5の1つ以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0273】

実施例7．第1の板バネ及び第2の板バネは、近位閉鎖管の縦軸を横断する関節運動軸の周りに屈曲するように構成されている、実施例4～実施例6の1つ以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0274】

実施例8．第1ジョー内に配置された細長通路を更に備え、細長通路は、外科用締結具カートリッジを解放可能に受容するように構成されている、実施例1～実施例7の1つ以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

20

【0275】

実施例9．第1ジョー内に配置された細長通路を更に備え、細長通路は、高周波カートリッジを解放可能に受容するように構成されている、実施例1～実施例8の1つ以上に記載のモータ駆動式外科用システム。

【0276】

実施例10．細長通路の内側長手方向側に沿って配置された通路回路を更に備え、通路回路は、フレキシブルシャフト回路ストリップの遠位接触部分に電氣的に連結するように構成された近位収縮部分を備え、通路回路は、高周波カートリッジの表面上に配置されたフレキシブルカートリッジ回路に電氣的に連結するように構成された遠位収縮部分を備える、実施例9に記載のモータ駆動式外科用システム。

30

【0277】

実施例11．モータ駆動式外科用システムの関節運動構成要素内で使用するためのフレキシブル組立体であって、フレキシブルシャフト回路ストリップ、並びに、フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側に沿って配置された第1の積層板、及び、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側に沿って配置された第2の積層板を備えるナイフバーを備え、ナイフバーが、フレキシブルシャフト回路ストリップの縦軸に沿って往復運動するように構成されている、フレキシブル組立体。

【0278】

実施例12．フレキシブル組立体は、フレキシブルシャフト回路ストリップの縦軸を横断する関節運動軸の周りに屈曲するように構成されている、実施例11に記載のフレキシブル組立体。

40

【0279】

実施例13．第1の積層板が第1の対の積層板を備え、第2の積層板が第2の対の積層板を備える、実施例11～実施例12の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

【0280】

実施例14．フレキシブル組立体が第1の状態にあるときに、第1の積層板の第1の部分の側がフレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側に沿って配置され、第2の積層板の第1の部分の側がフレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側に沿って配置され

50

、フレキシブル組立体が第2の状態にあるときに、第1の積層板の第1の部分の側が第2の積層板の第1の部分の側に沿って配置される、実施例11～実施例13の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

【0281】

実施例15．フレキシブルシャフト回路ストリップの第1の側と第1の積層板との間に配置された第1の板バネと、フレキシブルシャフト回路ストリップの第2の側と第2の積層板との間に配置された第2の板バネとを更に備える、実施例11～実施例14の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

【0282】

実施例16．第1の積層板は、第1の板バネの第1の側に沿って往復運動するように構成されており、第2の積層板は、第2の板バネの第1の側に沿って往復運動するように構成されている、実施例15に記載のフレキシブル組立体。

10

【0283】

実施例17．フレキシブル組立体が第1の状態にあるときに、第1の積層板の第1の部分の側が第1の板バネの第1の側に沿って配置され、第2の積層板の第1の部分の側が第2の板バネの第1の側に沿って配置され、フレキシブル組立体が第2の状態にあるときに、第1の積層板の第1の部分の側が第2の積層板の第1の部分の側に沿って配置される、実施例15～実施例16の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

【0284】

実施例18．フレキシブルシャフト回路ストリップは遠位接触部分を備える、実施例11～実施例17の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

20

【0285】

実施例19．フレキシブルシャフト回路ストリップは、複数の狭いワイヤと、複数の幅広いワイヤとを備える、実施例11～実施例18の1つ以上に記載のフレキシブル組立体。

【0286】

実施例20．複数の幅広いワイヤは高周波信号を伝導するように構成されている、実施例19に記載のフレキシブル組立体。

【0287】

ステープルカートリッジ及び高周波カートリッジと連結可能であり、かつ複数の高周波エネルギー戻り経路を有する外科用システム

30

いくつかの態様では、電気外科用装置は、1つの組織での、及び／又は複数の組織間での止血封止を誘発するように構成されてもよい。止血封止は、組織に印加された圧縮力と、組織に印加された電気エネルギーとを組み合わせることにより行うことができる。電気外科用装置のいくつかの態様では、圧縮力は、複数のジョー組立体間での組織の圧縮により供給されてもよい。更に、電気エネルギーは、ジョー組立体のいくつかの構成要素内、又は上に配置された1つ以上の電極により供給されてもよい。止血封止をもたらすのに十分な電気エネルギーの量は、部分的には、封止される組織の厚さ、密度、及び／又は量に依存し得る。

【0288】

過度の電気エネルギーを組織に印加することにより、組織の焦げ付き又は瘢痕形成がもたらされ得ると理解することができる。しかし、不十分な電気エネルギーを組織に印加することで、効果のない止血封止がもたらされ得る。したがって、電気外科用装置のユーザは、組織厚、密度、及び量に基づいて、装置の複数のジョー組立体間で圧縮される組織に送達される電気エネルギーの量を調節する必要がある。複数のジョー組立体の間で圧縮された組織が本質的に均質である場合、電気外科用装置のユーザは、単純な制御を用いて、組織に送達される電気エネルギーの量を調節することができる。しかし、止血封止をするための組織の中には、その厚さ、密度、及び／又は量のいずれか1つ以上が不均質であるものがあると認識することができる。結果的に、複数のジョー組立体間で圧縮される組織に送達される電気エネルギーの量を1回で制御することによって、組織の焦げ付き部分及び不十分に封止された部分がもたらされ得る。それ故、複数のジョー組立体間で圧縮

40

50

される一片の組織に、様々な電気エネルギーを送達するように構成され得る電気外科用装置を有するのが望ましい。

【0289】

電気外科用器具は電気外科的エネルギーを印加して、組織を封止する。しかし、ときには、組織がステープルカートリッジにより送達されるステープルにより封止される場合があり、また別のときには、組織は電気外科的エネルギーを印加することにより封止される場合がある。これには、ユーザが目録の2つの個別の器具を必要とする。したがって、交換式RFカートリッジがステープルカートリッジの代わりに用いられる、外科用ステープラーと共に用いるための細長シャフトを提供することが望ましい。交換式RFカートリッジがステープルカートリッジの代わりに用いられる状況において、本開示は、交換式RFカートリッジがステープルカートリッジの代わりに用いられるときに、非導電性コーティングを有する選択表面を覆い、高周波(RF)印加エネルギーの電気経路を判定するための様々な技術を提供する。

【0290】

図53は、外科用システム4000の斜視図である。外科用システム4000は、外科用システム4000が、従来の外科用ステープラー／締結具カートリッジ1400及び高周波カートリッジ1700と共に用いられるように構成されているという点で、モータ駆動式外科用システム10に類似している。しかし、外科用システム4000は、外科用システム4000が、高周波カートリッジ1700と類似しているが異なる高周波カートリッジ4002と共に使用するようにもまた構成されている、という点でモータ駆動式外科用システム10とは異なり、これらについては以下で詳述する。外科用システム4000は、外科用システム4000がモータ駆動式外科用システム10の発射システム1300に類似しているが異なる発射システム4004(図56を参照されたい)を含むという点でもまた、モータ駆動式外科用システム10とは異なり、このことについては、以下で詳述する。

【0291】

図53に示すように、外科用システム4000は、ハンドル組立体4006と、ハンドル組立体4006に連結可能な交換式道具組立体4008とを含む。ハンドル組立体4006は、ハンドル組立体500に類似している、又はこれと同一であり、交換式道具組立体4008は、交換式道具組立体1000に類似している、又はこれと同一である。交換式道具組立体4008は、第1ジョー4012及び第2ジョー4014を含むエンドエフェクタ4010を含む。第1ジョー4012は、高周波カートリッジ4002を着脱可能に支持するように構成された細長通路4016を含む。様々な態様に従うと、細長通路4016はまた、外科用ステープラー／締結具カートリッジ1400、及び高周波カートリッジ1700を着脱可能に支持するように構成することができる。第2ジョー4014はアンビル4018を含む。エンドエフェクタ4010は、エンドエフェクタ1500に類似している、又はこれと同一であり、第1ジョー4012は、第1ジョー1600に類似している、又はこれと同一であり、第2ジョー4014は、第2ジョー1800に類似している、又はこれと同一であり、細長通路4016は、細長通路1602に類似している、又はこれと同一であり、アンビル4018は、アンビル1810に類似している、又はこれと同一である。

【0292】

図54は、様々な態様に従った、外科用システム4000のエンドエフェクタ4010の部分断面図であり、エンドエフェクタ4010が完全に閉じた位置にあるときの、高周波カートリッジ4002とアンビル4018とのインタフェースを示す。明確にするために、細長通路4016は図54では示さない。高周波カートリッジ4002は高周波カートリッジ1700に類似しているが、高周波カートリッジ4002が、少なくとも2つの突出部4022を画定するカートリッジデッキ表面4020を含むという点で異なっている。図54の断面図では、複数の突出部4022のうちの1つのみを示しているが、複数の突出部4022のうちの第1の突出部は、高周波カートリッジ4002の中央に配置さ

れた細長スロット 4024 の一側面に配置され、複数の突出部 4022 のうちの第 2 の突出部は、高周波カートリッジ 4002 の中央に配置された細長スロット 4024 の対向する側面に配置されることが理解されよう（例えば、図 55 を参照されたい）。

【0293】

高周波カートリッジ 4002 は、高周波カートリッジ 4002 が、突出部 4022 と関連する突出部 4028 をそれぞれ画定する絶縁性シース部材 4026 を含むという点でもまた、高周波カートリッジ 1700 とは異なる。複数の絶縁性シース部材 4026 のうちの 1 つのみ、及び複数の突出部 4028 のうちの 1 つのみを図 54 の断面図に示しているが、複数の絶縁性シース部材 4026 のうちの第 1 の絶縁性シース部材、及び複数の突出部 4028 のうちの第 1 の突出部は、高周波カートリッジ 4002 の中央に配置された細長スロット 4024 の一側面に配置され、複数の絶縁性シース部材 4026 のうちの第 2 の絶縁性シース部材、及び複数の突出部 4028 のうちの第 2 の突出部は、高周波カートリッジ 4002 の中央に配置された細長スロット 4024 の対向する側面に配置されることが理解されよう（例えば、図 55 を参照されたい）。突出部 4028 は、カートリッジデッキ表面 4020 の突出部 4022 と交換式道具組立体 4008 のアンビル 4018 との間に配置される。

【0294】

高周波カートリッジ 4002 は、高周波カートリッジ 4002 が、突出部 4022 及び突出部 4028 と関連した複数の突出部 4032 をそれぞれ画定するフレキシブル回路組立体 4030 を更に含むという点でもまた、高周波カートリッジ 1700 とは異なる。複数のフレキシブル回路組立体 4030 のうちの 1 つのみ、及び複数の突出部 4032 のうちの 1 つのみを図 54 の断面図に示しているが、複数のフレキシブル回路組立体 4030 のうちの第 1 のフレキシブル回路組立体、及び複数の突出部 4032 のうちの第 1 の突出部は、高周波カートリッジ 4002 の中央に配置された細長スロット 4024 の一側面に配置され、複数のフレキシブル回路組立体 4030 のうちの第 2 のフレキシブル回路組立体、及び複数の突出部 4032 のうちの第 2 の突出部は、高周波カートリッジ 4002 の中央に配置された細長スロット 4024 の対向する側面に配置されることが理解されよう（例えば、図 55 を参照されたい）。突出部 4032 は、交換式道具組立体 4004 の突出部 4028 とアンビル 4020 との間に配置される。突出部 4022、4028 及び 4032 以外で、カートリッジデッキ表面 4020 は、カートリッジデッキ表面 1711 に類似しており、絶縁性シース部材 4026 は絶縁体／シース部材 1734 に類似しており、フレキシブル回路組立体 4030 はフレキシブル回路組立体 1730 に類似している。

【0295】

組織 T（図 6）が、高周波カートリッジ 4002 とアンビル 4018 との間に配置され、アンビル 4018 が高周波カートリッジ 4002 に向かって移動し、高周波カートリッジ 4002 とアンビル 4018 との間に配置された組織をクランプ留めするとき、アンビル 4018 の締結具形成下面 1813 の組織に面しているセグメント 1817 上に配置された絶縁材料 1819 が、突出部 4032 と物理的に接触するときに、アンビル 4018 と、エンドエフェクタ 4010 の遠位端に近接する高周波ステーブルカートリッジ 4002 との最小間隔又は距離 d_1 が実現される。絶縁材料 1819 と突出部 4032 との間にこの物理的接触が達成されると、突出部 4032 は、（1）アンビル 4018 が高周波カートリッジ 4002 のより近くにもたらされること、及び（2）組織が更に圧縮されること、を物理的に防止する。この最小間隔又は距離 d_1 の確立はまた、高周波カートリッジ 4002 とアンビル 4018 との間の電氣的短絡の形成の防止を助けるように動作する。

【0296】

RF エネルギーを、組織を通して電極からステーブルポケットの内側表面に経路指定する RF カートリッジの一例を、図 6 及び図 7 に示す。したがって、図 6 及び図 7 に簡潔に戻ると、中で RF カートリッジ 1700（図 10～図 12）、4002（図 53 及び図 55）を支持し、カートリッジ 1400（図 4）とアンビル 1810 との間で組織 T がクランプ留めされている、図 1～図 5 に示すエンドエフェクタ 1500 の部分断面図、並びに

10

20

30

40

50

、アンビル１８１０の部分断面図が示されている。図６及び図７に示す例において、アンビル１８１０は、ポケット１８１４を除く、非導電性マスキングを備え、これにより、ステープル形成用のものではない表面全てが、非導電性の電気絶縁性材料１８１９でマスクされコーティングされ、平坦な対向する電極が受ける焦げ及び組織の固着を最小限に抑えるくぼみ及び拡張を含む様々な戻り経路表面を作製する。図６に示すように、少なくとも１つの形態において、アンビル１８１０は、例えば導電性金属材料から製造されたアンビル本体部分１８１２を含み、中にナイフ部材１３３０（図２～４、５６）を摺動可能に收容するように構成された、中央に配置されたアンビルスロット１８１５の各側面に形成された、一連の締結具形成ポケット１８１４を有するステープル形成下面１８１３を有する。アンビルスロット１８１５は、アンビル本体を通して長手方向に延びる上部開口部１８１６へと開口し、発射中にナイフ部材１３３０上でアンビル係合特徴部１３３６（図４）を收容する。従来の機械式外科用ステープル／締結具カートリッジ１４００（図４）が細長通路１６０２（図４）内に取り付けられると、ステープル／締結具が駆動して、対応する締結具形成ポケット１８１４と接触する。アンビル本体１８１２は上部に開口部を有し、例えば取り付けを容易にすることができる。アンビルキャップ１８１８を中に挿入し、アンビル本体１８１２に溶接して開口部を取り囲み、アンビル本体１８１２の全体の剛性を改善することができる。図７に示すように、ＲＦカートリッジ１７００、４００２と共にエンドエフェクタ１５００（図１及び図２）を使用することを容易にするために、締結具形成下面１８１３の組織に面しているセグメント１８１７は、その上に電気絶縁性材料１８１９を有してよい。したがって、図６及び図７を参照して記載した特徴部は、エンドエフェクタ４０１０（図５３及び５５）並びにＲＦカートリッジ４００２（図５３～５５）に適用することができる。

【０２９７】

図５５は、様々な態様に従った、細長通路４０１６により支持された高周波カートリッジ４００２の部分斜視図である。上述のとおり、高周波カートリッジ４００２は、中央に配置された細長スロット４０２４の各側面に、フレキシブル回路組立体４０３０及び突出部４０３２を含む。明確にするために、絶縁性シース部材４０２６は図５５には示されていない。更に、突出部４０２２及び４０２８は、図５５の視界からは隠されていることが理解されるであろう。

【０２９８】

図５６は、様々な態様に従った、ハンドル組立体４００６及び交換式道具組立体４００８の一部の分解斜視組立図である。ハンドル組立体４００６は、ハンドル組立体５００に類似している、又はこれと同一である。交換式道具組立体４００８は交換式道具組立体１０００に類似しているが、交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の部分が、交換式道具システム１０００と関連した発射システム１３００の部分とは違うという点で異なっている。ハンドル組立体４００６と関連した発射システム４００４の部分は、ハンドル組立体５００と関連した発射システム１３００の部分に類似している、又はこれと同一である。ハンドル組立体４００６と関連した発射システム４００４の部分は、長手方向駆動部材４０３６を含む発射駆動システム４０３４を含む。長手方向駆動部材４０３６は、その上に形成された歯のラック４０３８を有し、遠位端に取り付けクレードル４０４０を有する。発射駆動システム４０３４、長手方向駆動部材４０３６、歯のラック４０３８、及び取り付けクレードル４０４０は、発射システム１３００の発射駆動システム５３０、長手方向駆動部材５４０、歯のラック５４２、及び取り付けクレードル５４４に類似している、又はこれらと同一である。

【０２９９】

交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の部分としては、ノズル組立体１２４０、中間発射シャフト部分１３１０、発射シャフト取り付けラグ１３１４、ナイフバー１３２０、発射部材／ナイフ部材１３３０、及び近位閉鎖管１９１０に類似している、又はこれらと同一である、ノズル組立体４０４２、中間発射シャフト部分４０４４、シャフト取り付けラグ４０４６、ナイフバー４０４８、発射部材／ナイフ部材４０５０

、及び近位閉鎖管４０５４が挙げられる。しかし、交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の部分は、交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の部分が、交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の部分を高周波エネルギーが不注意によりハンドル組立体４００６まで通過することを防止するように動作する電気絶縁性材料４０５６（非導電性材料）を更に含むという点で、交換式道具組立体１０００と関連した発射システム１３００の部分とは異なる。高周波エネルギーが外科用器具４０００に印加される状況において、発射部材／ナイフ部材４０５０は高周波エネルギーを伝導することができる。電気絶縁性材料４０５６がないと、発射部材／ナイフ部材４０５０は、高周波エネルギーをナイフバー４０４８を通して、中間発射シャフト部分４０４４を通して、及び／又はシャフト取り付けラグ４０４６を通して、ハンドル組立体４００６と関連した発射システム４００４の部分まで誤って伝導してしまう場合がある。

10

【０３００】

様々な態様に従うと、電気絶縁性材料４０５６はシャフト取り付けラグ４０４６を覆うコーティングである。シャフト取り付けラグ４０４６がハンドル組立体４００６内の取り付けクレードル４０４０に着座されるとき、電気絶縁性材料４０５６は、発射駆動システム４０３４の長手方向駆動部材４０３６及びハンドル組立体４００６を、交換式道具組立体４００８から電氣的に分離するように動作する。即ち、長手方向駆動部材４０３６及びハンドル組立体４００６は、交換式道具組立体４００８から不注意により高周波エネルギーを受容することを防止される。別の態様に従うと、電気絶縁性材料４０５６は、発射システム４００４の別の部分もまた覆い、長手方向駆動部材４０３６及びハンドル組立体４００６を交換式道具組立体４００８から電氣的に分離することができる。例えば、電気絶縁性材料４０５６は、中間発射シャフト部分４０４４の近位端４０５８の別の部分もまた覆うことができる。したがって、交換式道具組立体４００８と関連した発射システム４００４の様々な部分を、電気絶縁性材料４０５６で選択的に覆うことにより、高周波エネルギーの導回路は、高周波カートリッジ１７００又は高周波カートリッジ４００２が外科用システム４０００と共に利用されている場合において、ハンドル組立体４００６を交換式道具組立体４００８から電氣的に分離するように設計することができる。

20

【０３０１】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

30

実施例１．第１期間の間にステープルカートリッジを支持し、第２期間の間に高周波カートリッジを支持するように構成されている、第１ジョーと、第１ジョーに連結した第２ジョーであって、第２ジョーの表面は、ステープルカートリッジから駆動されるステープルを形成するように構成された複数のステープル形成ポケットを画定する、第２ジョーと、ステープル形成ポケット以外の第２ジョーの表面のセグメントを覆う電気絶縁性材料であって、ステープル形成ポケットは、高周波カートリッジにより送達される高周波エネルギーのための少なくとも１つの戻り経路を画定する、電気絶縁性材料と、を備える、交換式道具組立体。

【０３０２】

実施例２．交換式道具組立体は、ハンドル組立体に解放可能に連結可能であるように構成されており、交換式道具組立体内に配置された少なくとも１つの構成要素は、交換式道具組立体からの不注意による高周波エネルギーからハンドル組立体を電氣的に絶縁するために電気絶縁体を備えている、実施例１に記載の交換式道具組立体。

40

【０３０３】

実施例３．交換式道具組立体は、ハンドル組立体に解放可能に連結可能であるように構成されており、交換式道具組立体内に配置された少なくとも１つの構成要素は、交換式道具組立体からの不注意による高周波エネルギーからハンドル組立体を電氣的に絶縁するために電気絶縁体を備えている、実施例１～実施例２の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０４】

実施例４．複数のステープル形成ポケットは、中央に配置されたアンビルスロットの第

50

１の側に位置付けられた第１の複数のステーブル形成ポケットと、中央に配置されたアンビルスロットの第２の側に配置された第２の複数のステーブル形成ポケットと、を備える、実施例１～実施例３の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０５】

実施例５．複数のステーブル形成ポケットは、高周波カートリッジにより送達される高周波エネルギーのための複数の異なる戻り経路を提供する、実施例１～実施例４の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０６】

実施例６．第２ジョーの表面のセグメントは第１ジョーに面している、実施例１～実施例５の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０７】

実施例７．交換式道具組立体内に配置された発射システムを更に備え、発射システムは、ハンドル組立体に連結するように構成されており、発射システムは、ハンドル組立体を不注意による高周波エネルギーから電氣的に絶縁するために電氣的に絶縁されている、実施例１～実施例６の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０８】

実施例８．ステーブルカートリッジを更に含む、実施例１～実施例７の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３０９】

実施例９．外科用システムは高周波カートリッジを更に備える、実施例１～実施例８の１つ以上に記載の交換式道具組立体。

【０３１０】

実施例１０．高周波カートリッジは、第１ジョーと第２ジョーとの間の最小間隔距離を共同で提供する、少なくとも２つの突出部を備える、実施例９に記載の交換式道具組立体。

【０３１１】

実施例１１．第１期間の間にステーブルカートリッジを支持し、第２期間の間に高周波カートリッジを支持するように構成されている、細長通路と、細長通路に連結したアンビルであって、アンビルは、細長通路に面しており、ステーブルカートリッジから駆動されるステーブルを形成するように構成された複数のステーブル形成ポケットを画定する、表面と、第２ジョーの表面のセグメントを覆う電気絶縁性材料であって、複数のステーブル形成ポケットが、高周波カートリッジにより送達される高周波エネルギーのための複数の異なる戻り経路を提供する、電気絶縁性材料と、を備える、アンビルと、を備える、外科用道具組立体。

【０３１２】

実施例１２．細長通路及びアンビルは、エンドエフェクタを共同で形成する、実施例１１の外科用道具組立体。

【０３１３】

実施例１３．複数のステーブル形成ポケットは、中央に配置されたアンビルスロットの第１の側に配置された第１の複数のステーブル形成ポケットと、中央に配置されたアンビルスロットの第２の側に配置された第２の複数のステーブル形成ポケットと、を備える、実施例１１～実施例１２の１つ以上に記載の外科用道具組立体。

【０３１４】

実施例１４．当第２ジョーの表面のセグメントは、ステーブル形成ポケット以外である、実施例１１～実施例１３の１つ以上に記載の外科用道具組立体。

【０３１５】

実施例１５．外科用道具組立体はステーブルカートリッジを更に備える、実施例１１～実施例１４の１つ以上に記載の外科用道具組立体。

【０３１６】

実施例１６．外科用道具組立体は高周波カートリッジを更に備える、実施例１１～実施例１５の１つ以上に記載の外科用道具組立体。

10

20

30

40

50

【0317】

実施例17．高周波カートリッジは、細長通路とアンビルとの間の最小間隔距離を共同で提供する、少なくとも2つの突出部を備える、実施例16の外科用道具組立体。

【0318】

実施例18．交換式道具組立体であって、シャフト組立体に解放可能に連結するように構成されたエンドエフェクタを備え、エンドエフェクタは、第1期間の間にステーブルカートリッジを支持し、第2期間の間に高周波カートリッジを支持するように構成されている、細長通路と、細長通路に連結されたアンビルであって、アンビルは、電気絶縁性材料を備え、高周波カートリッジにより送達される高周波エネルギーのための複数の異なる戻り経路を画定する、アンビルと、を備える、交換式道具組立体。

10

【0319】

実施例19．電気絶縁性材料は細長通路に面している、実施例18に記載の交換式道具組立体。

【0320】

実施例20．高周波カートリッジを更に備える、実施例18～実施例19の1つ以上に記載の交換式道具組立体。

【0321】

セグメント化セクションにわたり独立してエネルギーを送達するための制御回路を制御するシステム及び方法

様々な開腹手術、内視鏡手術及び／又は腹腔鏡手術では、例えば、組織を、凝固、封着、及び／又は癒合することが望ましい場合がある。組織を封止する1つの手段は、組織内に熱効果を引き起こすために、外科用器具のエンドエフェクタ又はエンドエフェクタ組体内に捕捉又はクランプ留めされた組織に対する、例えば、電気エネルギーなど、エネルギーの印加に依存する。様々な単極性及び双極性の高周波（RF）外科用器具及び外科技術が、このような目的のために開発されてきた。一般に、捕捉された組織にRFエネルギーを送達することにより、組織の温度を上げることができ、結果として、エネルギーがその組織内で、少なくとも部分的にタンパク質を変性することができる。コラーゲンなどのこのようなタンパク質は例えば、変性して、タンパク質が再変性するときに混合して癒合する、又は封止する、タンパク様アマルガムになることができる。治療領域が時間を経て治癒するとき、この生物学的「封着部」は、身体の創傷治癒過程によって再吸収され得る。

20

30

【0322】

双極性高周波（RF）外科用器具の特定の構成において、外科用器具は、各ジョーが電極を備えることができる、対向する第1のジョー及び第2ジョーを備えることができる。使用において、組織は、エネルギーが対向するジョーの電極間を、これらの電極間に配置される組織を通して流れるように、ジョーの間で捕捉されてもよい。このような器具は、不規則な、若しくは厚い繊維状内容物を含む壁を有する解剖学的構造、異質の解剖的構造の束、及び／又は、実質的に厚い若しくは薄い解剖的構造物どの、多くの種類の組織を封止する必要がある。

【0323】

一般に、組織が実質的に融着するまで連続して、電気外科的エネルギーを低インピーダンス組織に供給することは困難である。例えば、電気外科的エネルギーを低インピーダンス組織に供給するとき、組織インピーダンスが低くなりすぎ、短絡のように作用して、組織に電気外科的エネルギーが全く、又はほとんど供給されないのに、組織が単に、多くの電流を流す点が存在する。これにより、例えば組織の不完全な融着、電極の過熱、手術の遅延、臨床医の不便さ又はフラストレーションなどを含むいくつかの望ましくない結果がもたらされ得る。

40

【0324】

本開示の態様は、セグメント化セクションにまたがり独立してエネルギーを送達するための制御回路を制御することにより、上述した欠陥を対処することができる。例示的な一態様において、外科用器具は、遠位部と近位部とを含む第1ジョーと、第1ジョーに対し

50

て移動可能な第2ジョーと、第1ジョーの遠位部に位置する第1の組の電極と、第1ジョーの近位部に位置する第2の組の電極と、を有するエンドエフェクタを含むことができる。外科用器具は、第1の組の電極、及び第2の組の電極に電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を供給するようにプログラムされた制御回路もまた含むことができる。第1の組の電極及び第2の組の電極に供給される電気外科的エネルギーは、所定の時間間隔にて第1の組の電極と第2の組の電極との間で繰り返し交替し得る。例えば、電気外科的エネルギーは、第1の組の電極に第1期間（例えば0.25秒）にわたって、第2の組の電極に第1期間後の第2期間（例えば0.25秒）にわたって、次に、第1の組の電極に第3期間（0.25秒）にわたって、などと供給されてよい。第1の組の電極と第2の組の電極とでの電気外科的エネルギーの交替は、例えば、組織の融着が完了するまで、又は実質的に完了するまで繰り返すことができる。第1の組の電極と第2の組の電極とを、電気外科的エネルギーが非常に短い時間間隔の期間（例えば0.25秒）で交替させることにより、電極の過熱、又は手術の遅延を伴わずに、低インピーダンス組織の融着の完了を容易にすることができる。一例において、電気外科的エネルギーのこの交替は、従来のRFエネルギー生成器から供給されるRFエネルギーを使用して、第1ジョー内のマイクロチップ、又は外科用器具の本体内のプロセッサにより実施することができる。

【0325】

このように、本開示の態様により、低インピーダンス組織の融着が実質的に完了するまで、外科用器具が電気外科的エネルギーを、低インピーダンスの組織に供給することが可能となり得る。更に、本開示の態様は、有利には、第1ジョー内のマイクロチップ、又は外科用器具の本体内のプロセッサを使用して、従来のRFエネルギー生成器からのRFエネルギーを使用した2つの組の電極間で電気外科的エネルギーを交替させることができる。

【0326】

図42は、本開示の一態様に従った、外科用器具（例えば、外科用システム10又は外科用道具組立体1000）のエンドエフェクタ（例えば、エンドエフェクタ1500）内のジョー3000の概略上面図を示す。ジョー3000は、カートリッジ3010、フレックス回路接触部3025（例えば露出した接触部1756）を有するフレックス回路3020と、切断部材（例えばナイフ部材1330）を中に摺動可能に受容可能であり、切断線3035に沿ってエンドエフェクタ内にクランプ留めされた組織を切断する、細長スロット3030と、を含むことができる。細長スロットは、ジョー3000の近位端から延びることができる。例示的な一態様において、フレックス回路3020はマイクロチップ（例えば遠位マイクロチップ1740）もまた含むことができ、次いで、カートリッジ3010はスマートカートリッジとも呼ばれることがある。ジョー3000はまた、第1ゾーン3060に第1の組の電極3040L及び3040Rを、第2ゾーン3065に第2の組の電極3050L及び3050Rを含むことができる。例示的な一態様において、第1ゾーン3060はジョー3000の近位部に位置することができ、第2ゾーン3065はジョー3000の遠位部に位置することができる。別の例示的な態様において、第1ゾーン3060及び第2ゾーン3065は、ジョー3000の任意の他の好適な場所に位置することができる。

【0327】

第1及び第2の組の電極3040L、3040R、3050L、3050Rは、フレックス回路3020と通信することができ、かつ／又は、フレックス回路3020に溶着されていてもよい。一例において、細長スロット3030はジョー3000の中心に配置されてよい。別の例において、細長スロット3030は、ジョー3000の任意の他の好適な場所に配置されてよい。図42で確認されるように、電極3040L及び3050Lは細長スロット3030の左側に位置することができ、電極3040R及び3050Rは、細長スロット3030の右側に位置することができる。例示的な一態様において、制御回路（例えば、マイクロプロセッサ560、セグメント化RF回路1160、又は遠位マイクロチップ1740）は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに供給するように構成されてもよい。

【0328】

電気外科的エネルギーは高周波（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）の周波数範囲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エネルギーを伝達することができ、これはイオン攪拌又は摩擦、即ち抵抗加熱を生じさせ、これによって組織の温度を上昇させる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は成形しながら、同時に血管を封止するために有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから構成されかつ熱に接触した際に収縮する、結合組織に対して特に良好に作用する。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、フレックス回路3020を通して制御回路に電氣的に接続することができる。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、RFエネルギーを放出して、切断線3035に沿って、電極3040L、3040R、3050L、3050Rに隣接する組織上に止血（又は凝固）線を形成するように構成されてもよい。

10

【0329】

例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rの長さ3070は、約10mm～約100mmの範囲、好ましくは約20mm～約50mmの範囲、より好ましくは約25mm～約35mmの範囲であってもよい。同様に、例示的な一態様において、第2の組の電極3050L及び3050Rの長さ3075は、約10mm～約100mmの範囲、好ましくは約20mm～約50mmの範囲、より好ましくは約25mm～約35mmの範囲であってもよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、任意の他の好適な長さを有することができる。例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間の間隙は非常に小さく、特許請求された組織は、2つのゾーン3060と3065と間の位置する組織が封止されていない／融着されている状態で、第1ゾーン3060から第2ゾーン3065まで連続して融着されてもよい。例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間隙の長さ3072は、約0.1mm～約20mmの範囲、好ましくは約0.5mm～約5mmの範囲、より好ましくは約1mm～約3mmの範囲であってもよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間隙の長さ3072は、任意の他の好適な長さを有してよい。第1の組の電極3040L及び3040R、第2の組の電極3050L及び3050R、及び間隙の全長3080は、約20mm～約210mmの範囲、好ましくは約60mm～約100mmの範囲、より好ましくは約50mm～約70mmの範囲であってもよい。

20

30

【0330】

例示的な一態様において、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rが電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を受容することができる幅広のワイヤ1168に、電氣的に連結されてもよい。第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rは、幅広のワイヤ1168がRFエネルギーを電極3040L、3040R、3050L及び3050Rに供給することができる、フレックス回路3020上の複数のワイヤ（例えばワイヤ1732L及び1732R）と電氣的に連結してもよい。例示的な一態様において、不注意によるRFエネルギーから、ワイヤ1168、1732L及び1732Rに隣接する構成要素（例えば、マイクロチップ1740、スパイン組立体1250、積層板1322及びフレックス回路3020）を保護するようにワイヤ1168、1732L及び1732Rを絶縁することができる。例示的な一態様において、カートリッジ3010は交換式であってもよい。カートリッジを交換する際、外科用器具内の狭いワイヤ1166、及び幅広いワイヤ1168は、新しいカートリッジ内の新しいワイヤ及び電極に接続するこ

40

50

とができる。

【0331】

例示的な一態様において、切断部材（例えばナイフ部材1330）は、モータ（例えばモータ505）に直接、又は間接的に連結されてもよい。制御回路がモータに電圧を供給するとき、切断部材は第1ゾーン3060又は第2ゾーン3065に前進し、第1及び第2ゾーン3060、3065内の組織を切断することができる。

【0332】

図43は、非限定的態様に従った、時間の関数として電極3040L、3040R、3050L、3050Rに印加される電圧を示すグラフ3100を示す。パルス3110は、第1ゾーン3060内で電極3040L及び3040Rに印加された電圧を表すことができる。パルス3120は、第2ゾーン3065で電極3050L及び3050Rに印加された電圧を表すことができる。電圧が第1ゾーン3060でオンになっているとき、電気外科的エネルギーは第1の組の電極3040L及び3040Rに隣接する組織に印加され、そこで凝固／融着線を形成することができる。同様に、電圧が第2ゾーン3065でオンになっているとき、電気外科的エネルギーは第2の組の電極3050L及び3050Rに隣接する組織に印加され、そこで凝固／融着線を形成することができる。図43に示すように、例示的な一態様において、制御回路は、交替サイクルを通じて、設定された電圧を交互に印加することができる。次に、組織に印加される電力／エネルギーは、組織インピーダンスが変化すると変化し得る。別の例示的な態様において、制御回路又は発電機400は、電極に印加される電圧を変化させることができる（例えば、最初の5サイクルは30ボルト、次の5サイクルは50ボルト、次の5サイクルは80ボルト）。別の例示的な態様において、制御回路又は発電機400は、電極に印加される電圧を変化させて、組織に一定の電力を供給することができる。この場合、電圧は、組織インピーダンスが変化すると変化し得る。

【0333】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギーは、所定の時間間隔にて第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間で繰り返し交替し得る。例えば、電気外科的エネルギーは、第1期間（例えば0.25秒）にわたって第1の組の電極3040L、3040Rに供給され、次に、第2期間（例えば0.25秒）にわたって第2の組の電極3050L、3050Rに供給されてもよい。次に、エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040Rに再度切り替えて戻し、例えば、クランプ留めされた組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達するまで、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとの間での電気外科的エネルギーの交替を繰り返してよい。例示的な一態様において、所定の時間間隔は、約0.05秒～約0.5秒の範囲、好ましくは約0.1秒～約0.4秒の範囲、より好ましくは約0.2秒～約0.3秒の範囲であってもよい。別の例示的な態様において、所定の時間間隔は、任意の他の好適な期間を有してよい。例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの交替の所定の時間間隔は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに供給することが同時に見えるほど十分に速くてよい。

【0334】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの交替は、搭載されたオン／オフ電源スイッチ420がオンになったら開始することができ、搭載されたオン／オフ電源スイッチ420がオフになるまで、電気外科用装置のユーザからの入力無しで、交流を続けることができる。搭載されたオン／オフ電源スイッチ420は、判定された組織インピーダンスが所定のインピーダンス値（例えば、クランプ留めされた組織が完全に封止されたことを示すインピーダンス値）に到達したときに、自動的にオフになることができる。所定のインピーダンス値に達するために必要な電気外科的エネルギーの交替サイクル数（例えばn回）は、組織の種類、組織厚、組織内での含水量などを含む、様々なパラメータに応じて変動し得る。

【0335】

例示的な一態様において、図43に示すように、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は、第2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔と同じであってよい。別の例示的な態様において、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は、第2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔と異なっていてよい。例えば、第1の組の電極3040L及び3040Rの時間間隔は0.3秒であってよい一方で、第2の組の電極3050L及び3050Rの時間間隔は0.2秒であってよい。即ちこの場合、電気外科的エネルギーは第1の組の電極3040L及び3040Rに0.3秒間供給されてよく、次に第2の組の電極3050L及び3050Rに0.2秒間供給されてよく、次にこの交替を繰り返す。例示的な一態様において、所定の時間間隔は時間と共に短くなってよい。例えば、所定の時間間隔は、開始時（例えば数サイクルの間）は0.3秒、その後（次の数サイクルの間）は0.2秒、その後（組織が融着を完了する前、又は組織が融着される前の、次の数サイクルの間）は0.1秒であってよい。別の例示的な態様において、所定の時間間隔は時間と共に長くなってよい。

10

【0336】

例示的な一態様において、制御回路は2つの動作モード、モードI及びモードIIを含んでよい。モードIでは、制御回路は、組織の融着が完了するとき、又は完了した後に、組織を切断することができる。モード2では、制御回路は組織の融着が進行している間に、組織を切断することができる。これらのモードの例は、以下に更に詳細に記載し、図44～図49で示すとおりである。

20

【0337】

図41は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ3250と電力及び制御信号を通信するようにプログラムされた外科用システム3200のブロック図を示す。例示的な一態様において、外科用システム3200は、電気外科的エネルギー制御セグメント（若しくはRFエネルギー制御セグメント）3220とシャフト制御セグメント3230（例えばシャフトセグメント（セグメント5）、モータ回路セグメント（セグメント7）、又は電力セグメント（セグメント8））とを有する制御回路3210（例えば、マイクロプロセッサ560、セグメント化RF回路1160、又は遠位マイクロチップ1740）を含むことができる。制御回路3210は、電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を、エンドエフェクタ3250（例えばエンドエフェクタ1500）に供給するようにプログラムすることができる。外科用システム3200は、電気外科的エネルギー生成器3240（例えばRF発電機400）からエンドエフェクタ3250に電気外科的エネルギーを供給するために使用される1つ以上の導電体3260（例えば導電体1168）を含むことができる。1つ以上の導電体3260は、エンドエフェクタ3250と制御回路3210（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント3220、及びシャフト制御セグメント3230）との間に電氣的に接続されてよい。

30

【0338】

電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、1つ以上の導電体3260を通して、電気外科的エネルギーを電極に供給するようにプログラムすることができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント3230は、1つ以上の導電体3260を通して、エンドエフェクタ3250（及び／又は、外科用道具組立体1000、シャフト組立体704）に／から制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムすることができる。即ち、1つ以上の導電体3260は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250に供給するためだけでなく、エンドエフェクタ3250と制御信号を通信するためにもまた使用することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220及びシャフト制御セグメント3230の少なくともいくつかの部分は、互いに電氣的に分離されてもよい。

40

【0339】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、例えば、1つ以上の導電体3260を通して電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250内

50

の電極に供給するときに、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、制御線３２８０を通して信号を供給することにより、１つ以上の導電体３２６０とシャフト制御セグメント３２３０との間に位置するスイッチ３２７０を制御して、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。スイッチ３２７０は、開状態と閉状態とを切り替えるように構成されてもよい。シャフト制御セグメント３２３０及び１つ以上の導電体３２６０は、スイッチ３２７０が開状態にあるときに電氣的に分離されることができ、スイッチ３２７０が閉状態にあるときに、電氣的に通信されていることができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、任意の他の好適な方法で、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。スイッチ３２７０の他の構成では、スイッチ３２７０を閉じることにより、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することが可能となり得る。

【０３４０】

例示的な一態様において、制御回路３２１０が、例えば、コネクタ３２６５を連続して確認することにより、又は、電気外科的エネルギーの印加を感知することにより、電気外科的エネルギー生成器３２４０がコネクタ３２６５（例えば雌型コネクタ４１０）に接続されていることを検出したときに、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。例えば、雄型プラグ組立体４０６が雌型コネクタ４１０にプラグ接続されたときに、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から分離することができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０は、電気外科的エネルギーがエンドエフェクタ３２５０に、又は任意の他の好適な瞬間に供給されるときに、１つ以上の導電体３２６０をシャフト制御セグメント３２３０から電氣的に分離することができる。

【０３４１】

例示的な一態様において、外科用システムは、エンドエフェクタ３２５０（及び／又は、外科用道具組立体１０００、シャフト組立体７０４）を動作させるために使用される１つ以上の導電体３２９０（例えば導電体１１６６）を含むことができる。例示的な一態様において、１つ以上の導電体３２９０は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ３２５０に送達するために使用されなくてもよい。シャフト制御セグメント３２３０は、１つ以上の導電体３２９０を介して、エンドエフェクタ３２５０に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムされてもよい。例示的な一態様において、スイッチ３２７０が開状態にある間に（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント３２２０が１つ以上の導電体３２６０を通して、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ３２５０に供給する間に）、シャフト制御セグメント３２３０は１つ以上の導電体３２９０を使用して、エンドエフェクタ３２５０に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信することができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント３２３０はまた、スイッチ３２７０が閉状態にある間に、１つ以上の導電体３２９０を使用して、エンドエフェクタ３２５０に／から、制御信号を提供、及び／又は受信することができる。

【０３４２】

スイッチ３２７０はトランジスタスイッチ、機械式スイッチ、又は任意の他の好適なスイッチであってよい。例示的な一態様において、導電体３２６０、３２９０を通して、制御回路３２１０とエンドエフェクタ３２５０（及び／又は、外科用道具組立体１０００、シャフト組立体７０４）との間で通信される制御信号としては、エンドエフェクタ３２５０（及び／又は、外科用道具組立体１０００、シャフト組立体７０４）を切断動作モード及び／又は凝固動作モードで駆動するための信号、外科用システム３２００の電気特性、及び／又はエンドエフェクタ３２５０にクランプ留めされた組織を測定するための信号、使用のためのフィードバックを提供するための信号、センサ信号を通信するための信号、

10

20

30

40

50

並びに、エンドエフェクタ 3 2 5 0 の特定の特性（例えば、使用／未使用ステータス）を識別するための信号が挙げられるが、これらに限定されない。

【 0 3 4 3 】

したがって、本開示の態様は、有利なことに、電気外科的エネルギーを送達して制御信号を通信するために使用される導電体（例えば、導電体 3 2 6 0）のいくつかを、これらの導電体が電気外科的エネルギーのために使用されていないときに用いることにより、制御回路 3 2 1 0 とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で制御信号を通信するために必要な導電体の数を減らすことができる。更に、これらの導電体を通して電気外科的エネルギーを供給するときに、他の回路セグメント（例えばシャフト制御セグメント 3 2 3 0）からこれらの導電体を分離することにより、本開示の態様は、電気外科的エネルギーが、他の回路セグメント、及び／又はこれらの回路セグメントに接続された導電体（例えば導電体 3 2 9 0）に流れることを防止することができ、これらの回路セグメント及び／又は導電体への損傷を防止する。

10

【 0 3 4 4 】

図 4 4 は、モード I に従って外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセス 4 5 0 0 を示す論理フロー図である。例示的なプロセス 4 5 0 0 は、図 4 4 に示す論理フロー図を参照して説明されるが、この方法と関連する動作を実施する他の多くの方法も使用可能であると理解されよう。例えば、ブロックのいくつかの順序を変更してよく、特定のブロックを他のブロックと組み合わせてもよく、記載したブロックのいくつかは任意である。

20

【 0 3 4 5 】

図示した例において、図 1 8 もまた参照すると、制御回路 6 1 0（図 1 8）は、組織のインピーダンスに関する情報を受信することができる（4 5 1 0）。例えば、制御回路 6 1 0 は、インピーダンスフィードバック回路を含むことができ、エンドエフェクタ 6 0 2（例えば、エンドエフェクタ 1 5 0 0）にクランプ留めされた組織、例えば、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 及び 3 0 5 0 R に隣接する組織などのインピーダンスを測定することができる。例示的な一態様において、制御回路 6 1 0 は組織インピーダンスを周期的に（例えば、0.1 秒毎、0.5 秒毎、又は 1 秒毎）に測定することができる。別の例示的な態様において、制御回路 6 1 0 は組織インピーダンスを無作為的に、又は任意の他の好適な方法で測定することができる。制御回路 6 1 0 は、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給することができ、電気外科的エネルギーの供給は、所定の時間間隔にて第 1 の組の電極と第 2 の組の電極との間で繰り返し交替する（4 5 2 0）。例えば、制御回路 6 1 0 は、第 1 の電気外科的エネルギーを、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 及び 3 0 5 0 R に、図 4 3 に関して上述した所定の時間間隔にて交互に供給することができる。

30

【 0 3 4 6 】

次に、いくつかの時点で、制御回路 6 1 0 は、組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達することを判定することができる（4 5 3 0）。例えば、所定のインピーダンス値は、第 1 の組の電極 3 0 4 0 L 及び 3 0 4 0 R 並びに第 2 の組の第 2 の組の電極 3 0 5 0 L 3 0 5 0 R に隣接する組織が実質的に、又は完全に融着した、又は凝固したことを示す値であってもよい。制御回路 6 1 0 は、測定した組織インピーダンスを所定の終了インピーダンス値と比較することにより、組織の融着が実質的に完了したと判定することができる。次いで、制御回路 6 1 0 は、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給することを停止することができる（4 5 4 0）。次いで、制御回路 6 1 0 は切断部材（I ビーム 6 1 4 など）を前進させて、組織を切断することができる（4 5 5 0）。例示的な一態様において、制御回路 6 1 0 は、切断部材（例えば I ビーム 6 1 4）を第 1 ゾーン 3 0 6 0 に前進させて、第 1 ゾーン 3 0 6 0 の組織を切断し、次いで、第 2 ゾーン 3 0 6 5 に前進させて、第 2 ゾーン 3 0 6 5 の組織を切断することができる。別の例示的な態様において、制御回路 6 1 0 は第 1 ゾーン 3 0 6 0 及び第 2 ゾーン 3 0 6 5

40

50

の組織を同時に切断することができる。

【0347】

図45は、時間の関数としての組織インピーダンス曲線4605のグラフ4600を示す。組織インピーダンス曲線4605は、制御回路610（図18）がモードIで動作しているときに、エンドエフェクタ1500で特許請求された組織のインピーダンスの変化を表すことができる。図45に示すように、組織インピーダンスは、一般的な「浴槽型」パターンに従う傾向にあり、エネルギー交替の開始において第1期間4625（例えば0.3～1.5秒）にわたって低下し、第1時間（ t_1 ）4615において最小インピーダンス値（ Z_M ）に達し、次いで、クランプ留めされた組織が融着されている第2期間4630（例えば、0.3～1.5秒）の間に増加する。次いで、組織インピーダンスは第2時間（ t_2 ）4620にて点4610に達することができ、点4610での組織インピーダンスは、所定の終了インピーダンス（ Z_T ）に等しい。

【0348】

第1期間4625において、組織インピーダンスは、最小インピーダンス値（ Z_M ）に達するまで、初期値から下がって低下する、例えば負の傾斜を有する。これは、エネルギーが一定期間組織に印加された後、組織の水分が蒸発し組織を乾燥させ、その後、第2期間4630において、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス（ Z_T ）に達するまで、組織インピーダンスを上昇させる、例えば正の勾配を有することとなるからであり、この時点で、エネルギーのエンドエフェクタへの供給が遮断され得る。例示的な一態様において、組織インピーダンスは、一定の期間（例えば0.5～5秒）にわたって、最小インピーダンス Z_M を維持することができ、組織インピーダンス曲線4605はほぼ平坦となる。電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）が、終了インピーダンス点4610にて遮断される代わりに連続して印加されるのであれば、組織インピーダンスは点4610を超えて連続して増加し得る。

【0349】

例示的な一態様において、所定の終了インピーダンス（ Z_T ）は、電極3040L、3040R、3050L及び3050Rに隣接する組織が実質的に、又は完全に融着し、出血することなく組織（例えば血管）を切断することができる点に対応することができる。所定の終了インピーダンスは、外科用器具（例えば外科用システム10、又は外科用道具組立体1000）のメモリ装置に格納することができる。

【0350】

組織インピーダンスが所定の終了インピーダンスに達したとき、制御回路は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組電極3050L及び3050Rに供給することを停止してもよく、 t_2 4620において組織インピーダンスが急降下する。例示的な一態様において、電気外科的エネルギーの供給が停止したときに、制御回路が組織インピーダンスを測定することを停止するため、組織インピーダンスのこの急降下が生じ得る。例示的なモータの電圧曲線であるグラフ4650を示す図46に示すように、 t_2 において電気外科的エネルギーの供給が停止したとき、又は停止した後、制御回路は電圧4660をモータ（例えばモータ505）に供給して、第1ゾーン3060で組織を切断することができる。次いで、制御回路はまた、電圧4670をモータに供給して、第2ゾーン3065で組織を切断することができる。図45及び図46に示すように、モードIでは、クランプ留めされた組織の切断は、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達した（例えば、組織の融着が完了した）後の、第3期間4635の間に開始することができる。

【0351】

図47は、モードIIに従って外科用器具を動作させるための制御プログラム又は論理構成のプロセス4700を示す論理フロー図である。例示的なプロセス4700は、図47に示す論理フロー図を参照して説明されるが、この方法と関連する動作を実施する他の多くの方法も使用可能であると、理解されよう。例えば、ブロックのいくつかの順序を変更してよく、特定のブロックを他のブロックと組み合わせると、記載したブロックのい

10

20

30

40

50

くつかは任意である。

【0352】

図示した例において、図18もまた参照すると、制御回路610は組織のインピーダンスに関する情報を受信することができる(4710)。例えば、制御回路610は、エンドエフェクタ602(例えばエンドエフェクタ1500)にクランプ留めされた組織のインピーダンスを測定することができる。例示的な一態様において、制御回路610は組織インピーダンスを周期的に(例えば、0.1秒毎、0.5秒毎、又は1秒毎)に測定することができる。別の例示的な態様において、制御回路610は組織インピーダンスを無作為的に、又は任意の他の好適な方法で測定することができる。制御回路610は、電気外科的エネルギーをジョーの近位部にある第1の組の電極に、及びジョーの遠位部にある第2の組の電極に供給することができ、電気外科的エネルギーの供給は、所定の時間間隔にて第1の組の電極と第2の組の電極との間で繰り返し交替する(4720)。例えば、制御回路610は、電気外科的エネルギーを、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに、図43に関して上述した所定の時間間隔にて交互に供給することができる。

10

【0353】

次に、いくつかの時点で、制御回路610は、組織のインピーダンスが所定のインピーダンス値に達することを判定することができる(4730)。例えば、所定のインピーダンス値は、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに隣接する組織の融着が完了し始めることを示す値であってもよい。次いで、制御回路610は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給しながら、切断部材(例えばIビーム614など)を前進させて、近位部内の組織を切断することができる(4740)。制御回路610は、電気外科的エネルギーを第2の組の電極に供給しながら、ジョーの近位部内の組織を切断した後、切断部材(例えばIビーム614)を前進させて、遠位部内の組織を切断することができる(4740)。

20

【0354】

例示的な一態様において、制御回路610は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rの両方に供給しながら、切断部材(例えばIビーム614)を前進させて、遠位部内の組織を切断することができる(4750)。別の例示的な態様において、制御回路610は、近位部内の切断した後、電気外科的エネルギーの第1の組の電極への供給を停止することができ、遠位部で組織を切断しながら、第2の組の電極にのみ電気外科的エネルギーを供給することができる。この場合、電気外科的エネルギーを第2の組の電極3050L及び3050Rに供給することは、依然として不連続であり得る。例えば、電気外科的エネルギーは設定した期間(例えば0.25秒)にわたって第2の組の電極3050L及び3050Rに供給されてよく、次いで、電気外科的エネルギーは次の設定した期間(例えば0.25秒)にわたって第2の組の電極3050L及び3050Rに供給されなくてよく、次いで、電気外科的エネルギーを次の設定した期間(例えば0.25秒)にわたって第2の組の電極3050L、3050Rに供給されてよい。ジョーの遠位部(例えば、第2ゾーン3065)内の組織が切断されている間、このことを繰り返してよい。

30

40

【0355】

別の例示的な態様において、制御回路610は、第1ゾーンで組織を切断した後、第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに電気外科的エネルギーを供給することを停止することができる。この場合、組織を第2ゾーン3065で切断している間、電気外科的エネルギーは組織に供給されなくてよい。例示的な一態様において、制御回路610は、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達したときに、第1ゾーン3060及び／又は第2ゾーン3065で組織を切断しながら、電気外科的エネルギーを第1の組の電極3040L及び3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rに供給することを停止することができる。

【0356】

50

図48は、時間の関数としての組織インピーダンス曲線4805のグラフ4800を示す。組織インピーダンス曲線4805は、制御回路がモードIIで動作しているときの、エンドエフェクタ1500で特許請求される組織のインピーダンスの変化を表すことができる。図48で確認されるように、組織インピーダンスはここでもまた、一般的な「浴槽型」パターンに従う傾向にある、(例えば、第1の組の電極3040L及び3040Rと第2の組の電極3050L及び3050Rとでの)エネルギー交替の開始時に第1期間4835(例えば、0.3~1.5秒)にわたって低下し、第1時間(t_1)4820において最小インピーダンス値(Z_M)に達し、次いで、第2期間4840(例えば、0.3~1.5秒)の間に増加する。上で説明したとおり、第1期間4835において、組織インピーダンスは、最小インピーダンス値(Z_M)に達するまで、初期値から下がって低下する、例えば負の傾斜を有する。これは、エネルギーが一定期間組織に印加された後、組織の水分が蒸発し組織を乾燥させ、その後、第2期間4840において、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス(Z_{T1})に達するまで、組織インピーダンスを上昇させる、例えば正の勾配を有することとなるからである。例示的な一態様において、組織インピーダンスはある期間(例えば0.5~5秒)にわたって、最少インピーダンスを維持することができ、組織インピーダンス曲線4805はほぼ平坦となる。

【0357】

例示的な一態様において、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したとき、インピーダンスの変化(例えば低下)速度は、図48に示すようにほとんど0になり得る。クランプ留めされた組織の融着は、この時点で完了し始めることができる。例示的な一態様において、モードIIでは、制御回路は、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したときに、切断部材を前進させ始めることができる。例えば、制御回路は、インピーダンスの変化(例えば低下)速度がおよそ0になるときに、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達した判定することができる。別の例示的な態様において、モードIIでは、制御回路は、クランプ留めされた組織が完全に融着する前の任意の他の好適な時間において切断部材を前進させ始めることができる。組織インピーダンスがある期間(例えば0.5~5秒)にわたって最小インピーダンスを維持する場合、制御回路は、その期間の間の任意の好適な瞬間(例えば、平坦な曲線の開始/中央/終了時)に切断部材を前進させ始めることができる。

【0358】

図49に示すとおり、そして図18もまた参照すると、制御回路610は、組織の融着が完了する前に、組織インピーダンスが最小インピーダンス値(Z_M)に達したとき、又は達した後で、電圧4860をモータ604(例えば、モータ505)に供給して、第1ゾーン3060で組織を切断することができる。終了インピーダンス Z_{T1} は、第2時間(t_2)4825における切断完了時の組織インピーダンスを表すことができる。次いで、制御回路は、第1ゾーン3060で組織を切断した後で、電圧4870をモータ604(例えば、モータ505)に供給して、第2ゾーン3065で組織を切断することができる。終了インピーダンス Z_{T2} は、第3時間(t_3)4830における切断完了時の組織インピーダンスを表すことができる。クランプ留めされた組織は、第1ゾーン3060で組織を切断している間に生成されたいくらかの流体(例えば血液、又は任意の他の体液)で湿っている場合があるため、インピーダンス曲線4805は、第1ゾーン3060で組織を切断した直後に、第2時間4825付近、又は第2時間4825における降下し得る。したがって、測定したインピーダンス値4805は、第1ゾーン3060で組織を切断した後で降下するように見えることがあるが、実際の組織インピーダンスは降下しないことがある。しかし、第3期間4845を通じて、 Z_{T1} に類似する、又は Z_{T1} より高い場合がある。組織の水分が蒸発すると、第3期間4845の間にクランプ留めされた組織に印加された電気外科的エネルギーにより、組織の乾燥が引き起こされるため、測定したインピーダンス値はまた、速やかに増加し、実際の組織インピーダンスを反映し得る。

【0359】

例示的な一態様において、制御回路610は、Iビーム614などの切断部材をいつ前

進させ始めるかを判定するために、エンドエフェクタ602でクランプ留めされた組織を切断するのに必要な時間量を考慮することができる。例えば、第1ゾーン3060で組織を切断するのに1秒かかる場合、制御回路610は、第1ゾーン3060での組織の切断が完了する時間までに、組織の融着が実質的に完了するように、組織インピーダンスが所定の終了インピーダンス値に達する約1秒前（およそこの時間に、組織の融着は通常完了する）に、切断部材（例えばIビーム614）を前進させ始めることができる。別の例示的な態様において、組織の融着が、切断の終了までに実質的に完了するように、切断速度を調節することができる。例えば、組織インピーダンスが最小インピーダンスに達する瞬間から、終了インピーダンスに達する瞬間（例えば、組織の融着が完了するとき）まで0.5秒かかるとすると、第1ゾーン3060又は第2ゾーン3065で組織を切断するのに0.5秒かかるように、切断速度を調節することができる。

10

【0360】

上で説明したとおり、例示的な一態様において、制御回路610は、第3期間4845の間に第2ゾーン3065で組織を切断しながら、電気外科的エネルギーを、第1の組の電極3040Lと3040R並びに第2の組の電極3050L及び3050Rの両方に供給することができる。この場合、クランプ留めされた組織は第3期間4845にわたって更なる電気外科的エネルギーを受容したため、第3時間4830における終了インピーダンス Z_{T2} は、図48で確認されるように、第2時間4825における終了インピーダンス Z_{T1} よりも大きい場合がある。

【0361】

20

例示的な一態様において、制御回路610は、第1ゾーン3060で組織を切断した後に、電気外科的エネルギーを第1の組の電極に供給することを停止することができ、第2ゾーン3065で組織を切断しながら、第2の組の電極のみに電気外科的エネルギーを供給することができる。この場合、第2ゾーン3065の組織は、第1ゾーン3060の組織よりも第3期間4845にわたってより多くの電気外科的エネルギーを受容したため、第2ゾーン3065の組織の終了インピーダンスは、第1ゾーン3060での組織の終了インピーダンスよりも大きい場合があり、2つの組の電極に対する所定の時間間隔は同じである、ということが推定される。

【0362】

本明細書で記載される機能又はプロセス4500、4700は、本明細書で記載される処理回路、例えば、図16～図17に関連して記載される制御回路700、図18に関連して記載される制御回路610のいずれかにより実行することができる。

30

【0363】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例1. 外科用器具であって、エンドエフェクタであって、第1ジョー及び第2ジョーであって、第1ジョーが近位部及び遠位部を含み、第2ジョーが第1ジョーに対して移動可能である、第1ジョー及び第2ジョーと、第1の組の電極及び第2の組の電極であって、第1の組の電極が、第1ジョーの近位部に位置し、第2の組の電極が第1ジョーの遠位部に位置する、第1の組の電極及び第2の組の電極と、第1の組の電極と第2の組の電極との間に画定されたスロットと、を備える、エンドエフェクタと、スロット内で往復運動するように構成された切断部材と、制御回路であって、エンドエフェクタの第1ジョーと第2ジョーとの間に位置する組織のインピーダンスに関する情報を受信し、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給して、電気外科的エネルギーを所定の時間間隔で、第1の組の電極と第2の組の電極との間で繰り返し交替させ、切断部材を前進させるように構成された、制御回路と、を備える、外科用器具。

40

【0364】

実施例2. 制御回路は、組織の融着が実質的に完了した後、又はその際に、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断するように構成されている、実施例1に記載の外科用器具。

50

【0365】

実施例3．制御回路が、切断部材を近位部まで前進させる前に、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給することを停止するように構成されている、実施例2に記載の外科用器具。

【0366】

実施例4．制御回路が、近位部内の組織を切断した後で、切断部材を遠位部まで前進させて、遠位部内の組織を切断するように構成されている、実施例2～実施例3の1つ以上に記載の外科用器具。

【0367】

実施例5．制御回路は、組織のインピーダンスに関する情報を所定の終了インピーダンス値と比較することにより、組織の融着が実質的に完了したと判定するように構成されている、実施例2～実施例4の1つ以上に記載の外科用器具。

10

【0368】

実施例6．制御回路は、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給しながら、近位部内の組織の融着が完了する前に、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断するように構成されている、実施例1～実施例5の1つ以上に記載の外科用器具。

【0369】

実施例7．制御回路は、組織の融着が完了し始めるときに、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断するように構成されている、実施例6に記載の外科用器具。

20

【0370】

実施例8．制御回路は、インピーダンスの低下速度がおよそ0になるときに、組織の融着が完了し始めると判定するように構成されている、実施例7に記載の外科用器具。

【0371】

実施例9．制御回路は、電気外科的エネルギーを第2の組の電極に供給しながら、近位部内の組織を切断した後、切断部材を遠位部まで前進させて、遠位部内の組織を切断するように構成されている、実施例6～実施例8の1つ以上に記載の外科用器具。

【0372】

実施例10．所定の時間間隔が約0.1～0.5秒の範囲である、実施例1～実施例9の1つ以上に記載の外科用器具。

30

【0373】

実施例11．電気外科的エネルギーが高周波エネルギーを含む、実施例1～実施例10の1つ以上に記載の外科用器具。

【0374】

実施例12．外科用器具であって、エンドエフェクタであって、近位部と遠位部とを備える第1ジョーと、第1ジョーに対して移動可能な第2ジョー、第1ジョーの近位部に位置する第1の組の電極と、第1ジョーの遠位部に位置する第2の組の電極と、を備える、エンドエフェクタと、切断部材であって、第1ジョー及び第2ジョーが、第1ジョーの近位端から延びる細長スロットを、第1ジョーと第2ジョーとの間で画定し、切断部材が、細長スロット内に摺動可能に受容可能であり、第1ジョーと第2ジョーとの間に位置する組織を切断する、切断部材と、電気外科的エネルギーを第1の組の電極及び第2の組の電極に供給するように構成された制御回路であって、電気外科的エネルギーの供給は、所定の時間間隔にて第1の組の電極と第2の組の電極との間で繰り返し交替する、制御回路と、を備え、制御回路が、第1ジョーと第2ジョーとの間に位置する組織のインピーダンスに関する情報を受信するように構成されている、外科用器具。

40

【0375】

実施例13．制御回路は、組織の融着が実質的に完了した後、又はその際に、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断するように構成されている、実施例12に記載の外科用器具。

【0376】

50

実施例 14. 制御回路が、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給することを停止し、その後、切断部材を近位部に前進させるように構成されている、実施例 13 に記載の外科用器具。

【0377】

実施例 15. 制御回路が、近位部内の組織を切断した後で、切断部材を遠位部まで前進させて、遠位部内の組織を切断するように構成されている、実施例 13～実施例 14 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0378】

実施例 16. 制御回路は、組織の融着が実質的に完了したと判定し、組織のインピーダンスに関する情報を所定の終了インピーダンス値と比較するように構成されている、実施例 13～実施例 15 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0379】

実施例 17. 制御回路は、近位部内の組織の融着が完了する前に、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断し、電気外科的エネルギーを第 1 の組の電極及び第 2 の組の電極に供給するように構成されている、実施例 12～実施例 16 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0380】

実施例 18. 制御回路は、組織の融着が完了し始めるときに、切断部材を近位部まで前進させて、近位部内の組織を切断するように構成されている、実施例 17 に記載の外科用器具。

【0381】

実施例 19. 制御回路は、インピーダンスの低下速度がおよそ 0 になるときに、組織の融着が完了し始めると判定するように構成されている、実施例 18 に記載の外科用器具。

【0382】

実施例 20. 制御回路は、近位部内の組織を切断した後で、切断部材を遠位部まで前進させて、遠位部内の組織を切断し、同時に、電気外科的エネルギーを第 2 の組の電極に供給するように構成されている、実施例 17～実施例 19 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0383】

異なる期間で異なる電極に電気外科的エネルギーを印加するための外科用エンドエフェクタ

いくつかの態様では、電気外科用装置は、1 つの組織での、及び／又は複数の組織間での止血封止を誘発するように構成されてもよい。止血封止は、組織に印加された圧縮力と、組織に印加された電気エネルギーとを組み合わせることにより行うことができる。電気外科用装置のいくつかの態様では、圧縮力は、複数のジョー組立体間での組織の圧縮により供給されてもよい。更に、電気エネルギーは、ジョー組立体のいくつかの構成要素内、又は上に配置された 1 つ以上の電極により供給されてもよい。止血封止をもたらすのに十分な電気エネルギーの量は、部分的には、封止される組織の厚さ、密度、及び／又は量に依存し得る。

【0384】

過度の電気エネルギーを組織に印加することにより、組織の焦げ付き又は瘢痕形成がもたらされ得ると理解することができる。しかし、不十分な電気エネルギーを組織に印加することで、効果のない止血封止がもたらされ得る。したがって、電気外科用装置のユーザは、組織厚、密度、及び量に基づいて、装置の複数のジョー組立体間で圧縮される組織に送達される電気エネルギーの量を調節する必要がある。複数のジョー組立体の間で圧縮された組織が本質的に均質である場合、電気外科用装置のユーザは、単純な制御を用いて、組織に送達される電気エネルギーの量を調節することができる。しかし、止血封止をするための組織の中には、その厚さ、密度、及び／又は量のいずれか 1 つ以上が不均質であるものがあると認識することができる。結果的に、複数のジョー組立体間で圧縮される組織に送達される電気エネルギーの量を 1 回で制御することによって、組織の焦げ付き部分及び不十分に封止された部分がもたらされ得る。それ故、複数のジョー組立体間で圧縮

10

20

30

40

50

される一片の組織に、様々な電気エネルギーを送達するように構成され得る電気外科用装置を有するのが望ましい。

【0385】

電気外科用器具は電気外科的エネルギーを印加して、組織を封止する。しかし、電気外科的エネルギーの印加はあらゆる種類の組織に対して最適化されていない。いくつかの種類の組織では、ある形態での電気外科的エネルギーの印加が必要であり、別の種類の組織では、別の形態での電気外科的エネルギーの印加が必要である。したがって、クランプ留め処置の間にある形態で電気外科的エネルギーを印加して組織を切断して拡散させ、クランプ留めプロセスの後、別の形態で電気外科的エネルギーを印加して組織を封止し、その後ナイフを前進させて組織を切断することにより、異なる種類の組織を処理することが望ましい。したがって、本開示は、異なる期間にわたり、異なる電極構成にエネルギーを加えて、エンドエフェクタのジョーの異なる機能のそれぞれを組み合わせる、又は協働させる、例えば組織上でジョーを閉じる、電気外科的エネルギーを印加してその組織を封止する、及び切断機素を発射してその組織を切断するように構成された電気外科用カートリッジを提供する。

【0386】

図57は、本開示のいくつかの態様に従った、例えば、細長通路5004により支持された高周波(RF)カートリッジ5002などの電気外科用カートリッジを備えるジョー部材5000の断面図である。RFカートリッジ5002は、RFカートリッジ5002を通して延びる細長スロット5014を備えることができる。RFカートリッジ5002は、第1電極5006及び5008と、第2電極5010及び5012を備えることができる。第1電極は、細長スロット5014により離された、第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008を備えることができる。第2電極は、細長スロット5014により離された、第3の電極セグメント5010及び第4の電極セグメント5012を備えることができる。第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008は、RFカートリッジの水平縁5016及び5018により近くてよく、第3の電極セグメント5010及び第4の電極セグメント5012は、細長スロット5014により近くてよい。第1及び第2電極は、ジョー部材5000が別のジョー部材と閉位置にあるとき、第1電極5006及び5008と別のジョー部材との間の距離が、第2電極5010及び5012と別のジョー部材との間の距離よりも大きくなるように配置されてもよい。更に、第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008の中央縁5020及び5022は、第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008の水平縁5024及び5026よりも、別のジョー部材に対して近いことができる。例えば、第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008は、第3の電極セグメント5010及び第4の電極セグメント5012と角度 α を有することができる。第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008の幅W1は、第3の電極セグメント5010及び第4の電極セグメント5012の幅W2よりも大きくてよい。例として、第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008の幅W1は0.060インチであってもよく、第3の電極セグメント5006及び第4の電極セグメント5008の幅W2は0.020インチであってもよい。

【0387】

図58は、本開示のいくつかの態様に従った、第1電極の動作を示す図5100である。横軸は時間 t を表し、縦軸は接近力(「FTC」)を表す。2つのジョーを備え、それらのうち1つが例えばジョー部材5000であるエンドエフェクタを、ジョーを開けたまま、臓器、例えば肝臓に挿入することができる。次いで、エンドエフェクタはクランプ留めを開始する。例えば、図57に示すジョー部材5000は別のジョー部材に接近し、ジョー部材間の組織に対して力を印加する。クランプ留めの間、網掛け領域5104により示されるように、RFエネルギーが第1電極5006及び5008に供給される。第1電極5006及び5008に供給されるRFエネルギーは例えば、実質組織を切断して拡散する。図58に示すように、FTC 5102は開始時に増加し、次いで徐々に低下する

。第1電極5006及び5008に供給されるRFエネルギーは第1の時点t1で停止することができ、この時点は、FTC 5102が閾値未滿落ちたときの時間として判定することができる。第1の時点t1は、適切な組織間隙（例えば0.0005インチ〜0.1インチ）が形成される時点としてもまた判定することができる。

【0388】

図59は、本開示のいくつかの態様に従った、第2電極の動作を示す図5200である。横軸は時間tを表し、縦軸は発射力（「FTF」）を表す。図59に示すように、網掛け領域5204により示されるように、RFエネルギーは第1時間t1の後で第2電極5010及び5012に切り替えられる。2つの網掛け領域5104及び5204は同じ高さを有するものとして示されるが、第1電極5006及び5008に供給されるRFエネルギーは、第2電極5010及び5012に供給されるRFエネルギーとは異なっている。第2電極5010及び5012に供給されるRFエネルギーは例えば、1つ以上の血管を封止する。第1の時点t1の後の第2の時点t2において、切断部材（例えばナイフ）は、FTF曲線5202により示されるように、前進又は発射を開始することができる。第2の時点t2の後の第3の時点t3において、第2電極5010及び5012に供給されるRFエネルギーは例えば、停止されてよい。本開示のいくつかの態様では、第2電極5010及び5012に供給されるRFエネルギーの開始は、第1電極5006及び5008に供給されるRFエネルギーの終わりにすぐ従うものでなくてもよい。

【0389】

図60は、本開示の一態様に従った、治療用の電気外科的エネルギーを印加するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセス5300の論理フロー図である。一態様では、電気外科的エネルギーは、例えばRFエネルギーである。治療用の電気外科的エネルギーを印加して、例えば肝臓などの手術部位を切断して凝固させるための準備をすることができる。電気外科的エネルギーは、（組織融着の進行のフィードバックを表示することを含む）閉鎖又はクランプ留めの間の組織融着で使用するための水平にセグメント化された電極により適用することができる。第2のエネルギースイッチを用いることで、閉鎖又はクランプ留めと同時に、電気外科的エネルギーを自動的に印加することが可能となり得る。実質組織の融着後に、血管融着のためのより薄い間隙を有する第2の組の電極もまた、提供することができる。

【0390】

プロセス5300は、図18に示す外科用器具600を用いて実装し、制御回路610により制御することができる。したがって、制御回路610は、電気外科的エネルギーをRFエネルギー源400を通して、タイマー／計数回路631により測定される第1期間に、エンドエフェクタ602のRFカートリッジ609に供給する（5302）ように構成される。一態様では、RFカートリッジ609は、外科用器具600のエンドエフェクタ602の第1ジョーの細長通路に着脱可能に連結可能である。次いで、アンビル616をRFカートリッジ609上で閉じて、タイマー／計数回路631により判定される第1期間の少なくとも一部の間に、アンビル616とRFカートリッジ609との間に位置する組織に力を印加する（5304）。次いで、制御回路610は、第1期間の終了後にタイマー／計数回路631により判定される第2期間において、電気外科的エネルギーを、エンドエフェクタ602のRFカートリッジ609の第2電極に供給する（5306）。制御回路610は、モータ608を動作させて、第2期間の少なくとも一部の間に、エビーム614などのナイフを組織を通して前進させるように構成されている。

【0391】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例1. 第1ジョー、及び第2ジョーを備え、第1及び第2ジョーの少なくとも1つは、第1及び第2ジョーの他方から離れた第1の位置から、第1のジョーと第2ジョーとの間の空間が、第1の位置の空間よりも小さい第2の位置まで移動するように構成されており、第2ジョーは、細長通路と、細長通路に着脱可能に連結され、電気外科的エネルギー

一を組織に供給するように構成された第1電極、及び電気外科的エネルギーを組織に供給するように構成された第2電極を備えるカートリッジと、を備え、第2の位置において、第1電極と第1ジョーとの距離は、第2電極と第1ジョーとの距離よりも大きい、外科用器具用のエンドエフェクタ。

【0392】

実施例2．カートリッジは、中心に位置する細長いスロットを更に備え、第1電極は、細長スロットにより分離された第1の電極セグメント及び第2の電極セグメントを備え、第2電極は、細長いスロットにより離された第3の電極セグメント及び第4の電極セグメントを備える、実施例1に記載のエンドエフェクタ。

【0393】

実施例3．第1及び第2の電極セグメントの幅は、第3及び第4の電極セグメントの幅よりも大きい、実施例2に記載のエンドエフェクタ。

【0394】

実施例4．第3及び第4の電極セグメントは、第1の電極セグメントと第2の電極セグメントとの間に位置する、実施例2～実施例3の1つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0395】

実施例5．第2の位置において、第1の電極セグメントの中央縁と第1ジョーとの間の距離は、第1の電極セグメントの水平縁と第1ジョーとの間の距離よりも小さく、第2の電極セグメントの中央縁と第1ジョーとの間の距離は、第2の電極セグメントの水平縁と第1ジョーとの間の距離よりも小さい、実施例2～実施例4の1つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0396】

実施例6．第1電極は、第1期間に、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成され、第2電極は、第1期間の後の第2期間に、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成されている、実施例1～実施例5の1つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0397】

実施例7．第1及び第2ジョーは、第1期間の少なくとも一部の間に、組織に力を印加するように構成されており、エンドエフェクタは、第2期間の少なくとも一部の間に、組織まで前進するように構成されたナイフを更に備える、実施例6に記載のエンドエフェクタ。

【0398】

実施例8．ナイフは、第2期間の開始後に前進し始めるように構成されている、実施例7に記載のエンドエフェクタ。

【0399】

実施例9．電気外科的エネルギーが高周波（RF）エネルギーを備える、実施例1～実施例8の1つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0400】

実施例10．外科用器具用のエンドエフェクタに使用するためのカートリッジであって、外科用器具は第1ジョー及び第2ジョーを備え、第1及び第2ジョーの少なくとも1つは、第1及び第2ジョーの他方からは離れた第1の位置から、第1及び第2ジョーの間の空間が第1の位置の空間よりも小さい第2の位置まで移動するように構成されており、カートリッジは、第2ジョーの細長通路に着脱可能に連結されるように構成されており、カートリッジは、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成された第1電極と、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成された第2電極と、を備えており、第2の位置において、第1電極と第1ジョーとの間の距離は、第2電極と第1ジョーとの間の距離よりも大きい、カートリッジ。

【0401】

実施例11．中心に位置する細長スロットを更に備え、第1電極は、細長いスロットにより離された第1の電極セグメント及び第2の電極セグメントを備え、第2電極は、細長いスロットにより分離された第3の電極セグメント及び第4の電極セグメントを備える、

10

20

30

40

50

実施例 10 に記載のカートリッジ。

【0402】

実施例 12. 第 1 及び第 2 の電極セグメントの幅は、第 3 及び第 4 の電極セグメントの第 2 の幅よりも大きい、実施例 11 に記載のカートリッジ。

【0403】

実施例 13. 第 3 及び第 4 の電極セグメントは、第 1 の電極セグメントと第 2 の電極セグメントとの間に位置する、実施例 11 ~ 実施例 12 の 1 つ以上に記載のカートリッジ。

【0404】

実施例 14. 第 2 の位置において、第 1 の電極セグメントの中央縁と第 1 ジョーとの間の距離は、第 1 の電極セグメントの水平縁と第 1 ジョーとの間の距離よりも小さく、第 2 の電極セグメントの中央縁と第 1 ジョーとの間の距離は、第 2 の電極セグメントの水平縁と第 1 ジョーとの間の距離よりも小さい、実施例 11 ~ 実施例 13 の 1 つ以上に記載のカートリッジ。

【0405】

実施例 15. 第 1 電極は、第 1 期間に、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成され、第 2 電極は、第 1 期間の後の第 2 期間に、電気外科的エネルギーを組織に印加するように構成されている、実施例 10 ~ 実施例 14 の 1 つ以上に記載のカートリッジ。

【0406】

実施例 16. 電気外科的エネルギーが高周波 (RF) エネルギーを備える、実施例 10 ~ 実施例 15 の 1 つ以上に記載のカートリッジ。

【0407】

実施例 17. 第 1 期間に電気外科的エネルギーをカートリッジの第 1 電極に供給することとあって、カートリッジは、外科用器具のエンドエフェクタの第 1 ジョーの細長通路に着脱可能に連結可能である、供給することと、第 1 期間の後の第 2 期間に、電気外科的エネルギーをカートリッジの第 2 電極に供給することと、を含む、方法。

【0408】

実施例 18. 第 1 期間の少なくとも一部の間に、第 1 ジョーにより力を組織に印加することと、第 2 期間の少なくとも一部の間に、ナイフを組織まで前進させることと、を更に含む、実施例 17 に記載の方法。

【0409】

実施例 19. ナイフを前進させることは、第 2 期間の開始後に始まる、実施例 18 に記載の方法。

【0410】

実施例 20. エンドエフェクタは第 2 ジョーを更に含み、方法は、第 1 及び第 2 ジョーの少なくとも 1 つを、第 1 及び第 2 ジョーの他方から離れた第 1 の位置から、第 1 のジョーと第 2 ジョーとの間の空間が第 1 の位置の間隔よりも小さい第 2 の位置まで移動させることを更に含み、第 2 の位置において、第 1 電極と第 2 ジョーとの間の距離は、第 2 電極と第 2 ジョーとの間の距離よりも大きい、実施例 17 ~ 実施例 19 の 1 つ以上に記載の方法。

【0411】

実施例 21. 電気外科的エネルギーを供給することは、高周波 (RF) エネルギーを供給することを含む、実施例 17 ~ 実施例 20 の 1 つ以上に記載の方法。

【0412】

薄いプロファイルの外科用切断及びステープル留め器具で使用するための電気外科用カートリッジ

様々な開腹手術、内視鏡手術及び／又は腹腔鏡手術では、例えば、組織を、凝固、封着、及び／又は癒合することが望ましい場合がある。組織を封止する 1 つの手段は、組織内に熱効果を引き起こすために、外科用器具のエンドエフェクタ又はエンドエフェクタ組立体内に捕捉又はクランプ留めされた組織に対する、例えば、電気エネルギーなど、エネルギーの印加に依存する。様々な単極性及び双極性の高周波 (RF) 外科用器具及び外科技

10

20

30

40

50

術が、このような目的のために開発されてきた。一般に、捕捉された組織にRFエネルギーを送達することにより、組織の温度を上げることができ、結果として、エネルギーがその組織内で、少なくとも部分的にタンパク質を変性することができる。コラーゲンなどのこのようなタンパク質は例えば、変性して、タンパク質が再変性するときに混合して癒合する、又は封止する、タンパク様アマルガムになることができる。治療領域が時間経て癒合するとき、この生物学的「封着部」は、体の創傷治療過程によって再吸収され得る。

【0413】

双極性RF外科用器具の特定の構成において、外科用器具は、各ジョーが電極を備えることができる、対向する第1のジョー及び第2ジョーを備えることができる。使用において、組織は、エネルギーが対向するジョーの電極間を、これらの電極間に配置される組織を通して流れるように、ジョーの間で捕捉されてもよい。このような器具は、不規則な、若しくは厚い繊維状内容物を含む壁を有する解剖学的構造、異質の解剖学的構造の束、及び／又は、実質的に厚い若しくは薄い解剖学的構造物どの、多くの種類の組織を封止する必要がある得る。

【0414】

一般に、電気外科的エネルギーが、電極を通して、外科用装置の電気外科用エンドエフェクタにクランプ留めされている標的組織に印加されるとき、標的ゾーン（例えば電極付近）の標的組織に伝えられる熱は横に伝導し得、標的ゾーンの外側の組織を損傷し、標的ゾーンの横にある、凝固組織のゾーンが増加する。凝固ゾーンが過剰に横に拡散することは、より多くの組織が損傷を受け、これにより一層多くの回復時間が必要とされ得るため、外科的処置を受けている患者にとっては有害であり得る。更に、電気外科的エネルギーを伝達するために使用される電極は、電気及び熱絶縁材料の上に典型的に配置されることができ、これにより、組織の過熱がもたらされ得、これによって、標的ゾーン外の組織への多くの横への熱拡散、及びこれに対応する組織損傷が引き起こされ得る。

【0415】

本開示の態様により、上述の課題が対処され得る。例示的な一態様において、エンドエフェクタは、第1ジョー（例えばカートリッジ及び通路）及び第2ジョー（例えばアンビル）、エンドエフェクタの特定の部分における熱いゾーン、並びに、エンドエフェクタの側面部分における冷たいゾーンを含むことができる。第1ジョー及び第2ジョーは、これらの間で細長スロットを画定することができ、切断部材は、細長スロット内に摺動可能に受容可能であり、第1ジョーと第2ジョーとの間に位置する組織を切断する。第1ジョーは、中央に配置された細長スロットの各側面に、電気及び熱非伝導性絶縁層を含むことができ、電気外科的エネルギーを伝達するように構成された電極層は、熱いゾーンの絶縁層上に配置することができる。第1ジョーは、冷たいゾーンの第1ジョーの側面部分に、電気絶縁性の熱伝導性ヒートシンク層もまた含むことができる。ヒートシンク層は、組織がエンドエフェクタ内にクランプ留めされたときに組織と直接接触し得る、組織接触表面を含むことができる。ヒートシンク層は、冷たいゾーン内の組織の熱を外側領域に伝導することにより、冷たいゾーン内の組織を冷却し、熱いゾーンの標的組織から、熱いゾーンのすぐ外側の組織への熱が移動することによる損傷を最小限に抑えるように構成されてもよい。

【0416】

例示的な一態様において、第1ジョーは、電極層の下に、細長スロットの各側面上に隆起パッドを含むことができる。隆起パッドにより、ヒートシンク層の組織接触表面と比較して電極層が隆起することが可能となり、横の組織への熱拡散を低減させながら、より多くの圧力、そして最終的にはより多くの熱を、より正確に標的組織だけに加えることができる。隆起パッドは、標的ゾーン（例えば熱いゾーン）のすぐ外側の組織を冷却するヒートシンク層と共同で、標的ゾーンのすぐ外側の組織の温度を著しく下げることができ、これにより、医師が、過度の横への熱拡散を伴うことなく、組織のより正確な封止を実施することが可能となる。

【0417】

例示的な一態様において、絶縁層は、電極層に面している第1表面及び細長スロットに

面している第2表面により画定される縁を含むことができ、この縁を面取りすることにより、蒸気が細長スロットを通して逃げることができ、組織の焦げ付き又は過熱を防止することができ、過熱による過剰の熱で引き起こされ得る、横への熱移動が防止される。

【0418】

図61は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ5500の概略断面図を示す。エンドエフェクタ5500は、第1ジョー5505及び第2ジョー5610を含むことができる。例示的な一態様において、第1ジョー5505は、中にカートリッジ（例えばカートリッジ5700）を動作可能に支持するように構成された、細長通路5530（例えば、細長通路1602）を含むことができる。例示的な一態様において、第1ジョー5505及び第2ジョー5610は、これらの間にスロットを画定することができる。切断部材（例えば、ブレード又はナイフ部材1330）は、スロット内に摺動可能に受容可能であり、エンドエフェクタ5500内でクランプ留めされた組織を切断することができる。第1ジョー5505内のスロットは、細長スロット5560（例えば細長スロット1712）である。細長スロット5560は、第1ジョー5505の近位端から延びることができる。第2ジョー5610内のスロットは、アンビルスロット5630（例えばアンビルスロット1815）である。一例において、スロット5560及び5630は、第1及び第2ジョー5505、5610の中心に配置することができる。別の例において、スロット5560及び5630は、第1及び第2ジョー5505及び5610の任意の他の好適な場所に配置することができる。

【0419】

例示的な一態様において、第1ジョー5505は、第1の絶縁層5510L及び第2の絶縁層5510Rを含むことができる。第1の絶縁層5510Lは細長スロット5560の左側にあってもよく、第2の絶縁層5510Rは細長スロット5560の右側にあってもよい。図示した実施例において、第1の絶縁層5510L、第2の絶縁層、及び細長スロット5560は、第1ジョー5505の中心部分に配置される。例示的な一態様において、ジョー5505及び5610の中心部分は、ジョー5505及び5610の部分全体のおよそ1/3～1/2を覆うことができ、この中心に位置することができる。例示的な一態様において、第1の絶縁層5510L及び第2の絶縁層5510Rは、成型プラスチックなどの、熱及び電気を非伝導性材料を備えることができる。

【0420】

例示的な一態様において、第1ジョー5505は、第1の絶縁層5510L上の第1の電極層5540L、及び第2の絶縁層5510R上の第2の電極層5540Rもまた含むことができる。第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rは、組織（T）に電気外科的エネルギー（例えばRFエネルギー）を直接印加して、細長スロット5560に沿った電極層5540L及び5540Rに隣接した組織上に止血（凝固又は焼灼）線を形成するように構成されてもよい。第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rは、第1ジョー5505の中心部分に位置することができる。例示的な一態様において、第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rは、直接接触性金属電極を含むことができる。例示的な一態様において、第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rのそれぞれは、フレックス回路を更に含むことができる。この場合、直接接触性金属電極は、フレックス回路に溶着されてもよい。例示的な一態様において、第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rは、第1の電極層5540L及び第2の電極層5540Rの近くに、熱いゾーン5650を画定することができる。図61に示すように、熱いゾーン5650は、エンドエフェクタ5500（並びに、第1ジョー5505及び第2ジョー5610）の中心部分に存在することができる。

【0421】

例示的な一態様において、第1ジョー5505は、第1ジョー5505の左側面部分に第1のヒートシンク層5520Lを、及び、第1ジョー5505の右側面部分に第2のヒートシンク層5520Rを含むことができる。第1のヒートシンク層5520Lは第1の組織接触表面5525Lを含むことができ、第2のヒートシンク層5520Rは第2の組

組織接触表面 5 5 2 5 R を含むことができる。組織接触表面 5 5 2 5 L、5 5 2 5 R は、組織 (T) がエンドエフェクタ 5 5 0 0 にクランプ留めされているときに、組織 (T) と直接接触することができる。例示的な一態様において、第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L は、エンドエフェクタ 5 5 0 0 (又は第 1 ジョー 5 5 0 5) の左側面部分に第 1 の冷たいゾーン 5 6 6 0 を画定することができる。第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R は、エンドエフェクタ 5 5 0 0 (又は第 1 ジョー 5 5 0 5) の右側面部分に第 2 の冷たいゾーン 5 6 7 0 を画定することができる。第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R は、第 1 の冷たいゾーン 5 5 6 0 及び第 2 の冷たいゾーン 5 5 7 0 内で組織 (T) を冷却し、熱いゾーン 5 6 5 0 の組織からの熱が、熱いゾーン 5 5 6 0 の外側の組織まで伝導することを最小限に抑えるように構成されてもよく、これにより、熱いゾーン 5 5 6 0 のすぐ外側 (そして最終的には、エンドエフェクタ 5 5 0 0 のすぐ外側) の組織への損傷が防止される。例示的な一態様において、第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R は、セラミック材料 (例えば窒化アルミニウム) などの電気絶縁性の熱伝導性材料から作製され、ヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R に隣接する組織からの熱を消散させることができる。

【0422】

例示的な一態様において、第 1 の絶縁層 5 5 1 0 L 及び第 2 の絶縁層 5 5 1 0 R は、エンドエフェクタ 5 5 0 0 の中心線 C からおよそ 0.01 ~ 0.10 インチ離れていてよい。例示的な一態様において、電極層 5 5 4 0 L / 5 5 4 0 R と中心線 C との水平距離 5 5 5 5 は、約 0.01 インチから約 0.10 インチの範囲であってもよい。例示的な一態様において、第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R は、中心線 C からおよそ 0.03 ~ 0.20 インチ離れていることができる。

【0423】

例示的な一態様において、第 1 の電極層 5 5 4 0 L 及び第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L は、第 1 の電極層 5 5 4 0 L と第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L との間の第 1 の水平距離 5 5 4 5 L を画定することができる。同様に、第 2 の電極層 5 5 4 0 R 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R は、第 2 の電極層 5 5 4 0 R と第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R との間の第 2 の水平距離 5 5 4 5 R を画定することができる。第 1 の水平距離 5 5 4 5 L 及び第 2 の水平距離 5 5 4 5 R は非常に小さく、熱の横への移動が全くなく、又はほとんどなく、薄いプロファイルのエンドエフェクタに関して、正確な組織封止をもたらすことができる。例示的な一態様において、第 1 の水平距離 5 5 4 5 L 及び第 2 の水平距離 5 5 4 5 R は、0.00 ~ 約 0.05 インチの範囲、好ましくは約 0.00 ~ 0.10 インチの範囲、より好ましくは 0.00 ~ 約 0.03 インチの範囲であってもよい。例示的な一態様において、第 1 の水平距離 5 5 4 5 L 及び第 2 の水平距離 5 5 4 5 R は、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R の幅の半分未満であってもよい。別の例示的な態様において、第 1 の水平距離 5 5 4 5 L 及び第 2 の水平距離 5 5 4 5 R は任意の他の好適な長さを有することができる。

【0424】

例示的な一態様において、第 1 ジョー 5 5 0 5 は、第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R の組織接触表面 5 5 2 5 L 及び 5 5 2 5 R により組織 (T) に印加される圧力よりも大きい、熱いゾーン 5 6 5 0 内の第 1 の電極層 5 5 4 0 L 及び第 2 の電極層 5 5 4 0 R により組織に圧力を印加するように構成された特徴部を含むことができる。例示的な一態様において、この特徴部は、第 1 の隆起パッド 5 5 5 0 L 及び第 2 の隆起パッド 5 5 5 0 R を備えることができる。第 1 の隆起パッド 5 5 5 0 L 及び第 2 の隆起パッド 5 5 5 0 R により、第 1 の電極層 5 5 4 0 L 及び第 2 の電極層 5 5 4 0 R が、組織接触表面 5 5 2 5 L 及び 5 5 2 5 R と比較して隆起するようにすることが可能となり得、これにより、より多くの圧力、及び最終的により多くの熱を、より少ない横への熱拡散を伴ってより正確に、標的組織 (例えば、電極層 5 5 4 0 L、5 5 4 0 R に隣接する熱いゾーン 5 6 5 0 内の組織) のみに加えることができる。

【0425】

一般的に、典型的な電極そのものの厚さは、標的組織を圧縮して意義のある圧力をもたらすにはあまりに薄すぎ得るため、横への熱拡散を減らしながら、エネルギー及び熱を標的組織に集中させることができる。例示的な一態様において、隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R は、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R を含まなくてもよい。隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R は、絶縁層 5 5 1 0 L 及び 5 5 1 0 R、あるいは、絶縁層 5 5 1 0 L 及び 5 5 1 0 R とヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R との組み合わせを備えることができる。別の例示的な態様において、隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R は、絶縁層 5 5 1 0 L 及び 5 5 1 0 R、並びに／又はヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R に加えて、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R もまた含むことができる。例示的な一態様において、隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R の厚さ（例えば、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R と、組織接触表面 5 5 2 5 L 及び 5 5 2 5 R との間の垂直距離）は、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R の厚さの少なくとも 3 ～ 5 倍であってもよい。例示的な一態様において、隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R の厚さは、約 0.05 インチ～0.10 インチの範囲であってもよい。別の例示的な態様において、隆起パッド 5 5 5 0 L 及び 5 5 5 0 R は、熱への横拡散を低減するのに十分な、任意の好適な厚さを有することができる。

【0426】

例示的な一態様において、第 1 の絶縁層 5 5 1 0 L は、第 1 の電極層 5 5 4 0 L に面している第 1 表面 5 5 1 2 L、及び細長スロット 5 5 6 0 に面している第 2 表面 5 5 1 4 L を含むことができる。第 1 の絶縁層 5 5 1 0 L の第 1 表面 5 5 1 2 L 及び第 2 表面 5 5 1 4 L は、第 1 の縁 5 5 7 0 L を画定することができる。同様に、第 2 の絶縁層 5 5 1 0 R は、第 1 の電極層 5 5 4 0 R に面している第 1 表面 5 5 1 2 R、及び細長スロット 5 5 6 0 に面している第 2 表面 5 5 1 4 R を含むことができる。第 2 の絶縁層 5 5 1 0 R の第 1 表面 5 5 1 2 R 及び第 2 表面 5 5 1 4 R は、第 2 の縁 5 5 7 0 R を画定することができる。例示的な一態様において、第 1 の縁 5 5 7 0 L 及び第 2 の縁 5 5 7 0 R を面取りして、蒸気が細長スロット 5 5 6 0 を通って逃げ、付随する組織損傷をもたらし得る組織の焦げ付き又は過熱を防止することができる。

【0427】

細長通路 5 5 3 0 は、絶縁層 5 5 1 0 L 及び 5 5 1 0 R、並びにヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R の下に形成することができる。例示的な一態様において、細長通路 5 5 3 0 は、熱伝導性金属材料を備えることができ、第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R と直接接触しており、第 1 の冷たいゾーン 5 6 6 0 及び第 2 の冷たいゾーン 5 6 7 0 での組織の冷却を容易にすることができる。例えば、組織から移動した、ヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R 内の熱は、更に金属通路 5 5 3 0 に伝導することができ、このことは、冷たいゾーン 5 6 6 0 及び 5 6 7 0 での組織温度をより素早く低減するのに役立ち得る。

【0428】

例示的な一態様において、凝固又は切断中に、冷たいゾーン 5 6 6 0 及び 5 6 7 0 における組織の平均温度は、熱いゾーン 5 6 5 0 における組織の平均温度よりも大幅に低いことができる。凝固又は切断後、冷たいゾーン 5 6 6 0 及び 5 6 7 0 における組織の温度は、熱いゾーン 5 6 5 0 における組織の温度よりも素早く低下することができる。

【0429】

例示的な一態様において、第 2 ジョー 5 6 1 0 は、細長通路 5 5 3 0 に対して枢動可能に支持されたアンビルを備えることができる。第 2 ジョー 5 6 1 0 は、閉鎖駆動システム（例えば、閉鎖駆動システム 5 1 0）を作動させることにより、開位置と閉位置との間を、細長通路 5 6 3 0 内で支持された外科用カートリッジに向かうように、及びそこから離れるように、選択的に移動されてもよい。図 6 1 において、エンドエフェクタ 5 5 0 0 は、組織（T）が第 1 ジョー 5 5 0 5 と第 2 ジョー 5 6 1 0 との間でクランプ留めされた閉位置にある。図 6 1 に示すように、アンビルスロット 5 6 3 0 は、アンビルスロット 5 6 3 0 よりも幅広い上部開口部 5 6 4 0 に通じることができる。上部開口部は、例えば第 2 ジョー 5 6 1 0 を通って長手方向に延び、発射中に切断部材（例えばナイフ部材 1 3 3 0

）上のアンビル係合特徴部（例えば、アンビル係合特徴部 1 3 3 6）を收容することができる。第 2 ジョー 5 6 1 0 は、アンビルスロット 5 6 3 0 の各側面において、第 2 ジョー 5 6 1 0 の中に形成された締結具形成ポケット 5 6 2 0（例えば、締結具形成ポケット 1 8 1 4）もまた含むことができる。

【0 4 3 0】

図 6 2 は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ 5 5 0 0 の斜視図を示す。図 6 2 において、エンドエフェクタ 5 5 0 0 は開位置にある。第 2 ジョー 5 6 1 0 は、第 1 ジョー 5 5 0 5 に対して移動可能であり得る。第 1 ジョー 5 5 0 5 は、細長通路 5 5 3 0 内で着脱可能に受容され支持される寸法及び形状である、カートリッジ 5 7 0 0 を含むことができる。例示的な一態様において、カートリッジ 5 7 0 0 は、絶縁層 5 5 1 0 L 及び 5 5 1 0 R、ヒートシンク層 5 5 2 0 L 及び 5 5 2 0 R、並びに電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R を含むことができる。例示的な一態様において、第 1 の電極層 5 5 4 0 L の遠位端は、図 6 2 に示すように、第 2 の電極層 5 5 4 0 R の遠位端に接続することができ、細長スロット 5 5 6 0 は電極 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R の中心を通して延びることができる。別の例示的な態様において、第 1 の電極層 5 5 4 0 L は第 2 の電極層 5 5 4 0 R とは分離していることができる。第 1 のヒートシンク層 5 5 2 0 L の第 1 の組織接触表面 5 5 2 5 L は、第 1 の電極層 5 5 4 0 L の左側に配置されてもよく、第 2 のヒートシンク層 5 5 2 0 R の第 2 の組織接触表面 5 5 2 5 R は、第 2 の電極層 5 5 4 0 R の右側に配置されてもよい。

【0 4 3 1】

第 1 ジョー 5 5 0 5 は、第 1 ジョー 5 5 0 5 の遠位部にマイクロチップ 5 7 1 0 を含むことができる。マイクロチップ 5 7 1 0 は、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R を制御する（例えば、電気外科的エネルギーを供給する）ように構成されてもよい。マイクロチップ 5 7 1 0 は、フレキシブルカートリッジ回路 5 7 2 0（例えば、フレキシブルカートリッジ回路 1 7 5 0）に接続されてもよく、結局、通路回路（例えば通路回路 1 6 7 0）にされてもよい。第 1 ジョー 5 5 0 5 は、遠位端 5 7 4 0 に切開電極 5 7 3 0 もまた含むことができる。切開電極 5 7 3 0 は、電気エネルギーの供給源（例えば R F 発電機 4 0 0）に接続することができ、組織を切開する、及び／又は血液を凝固するために、血液電気外科的エネルギー（R F エネルギー）を組織に伝えるように構成することができる。切開電極 5 7 3 0 は、電極層 5 5 4 0 L 及び 5 5 4 0 R から分離されていてもよく、これらとは別個に動作させることができる。

【0 4 3 2】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例 1. 外科用器具であって、エンドエフェクタであって、第 1 ジョー、及び第 1 ジョーに対して移動可能な第 2 ジョー、を備えるエンドエフェクタと、エンドエフェクタの中心部分にある熱いゾーンと、エンドエフェクタの左側面部分にある第 1 の冷たいゾーンと、エンドエフェクタの右側面部分にある第 2 の冷たいゾーンと、第 1 ジョーと第 2 ジョーとの間で画定される細長スロットであって、細長スロット内で切断部材を摺動可能に受容し、第 1 ジョーと第 2 ジョーとの間に位置する組織を切断するように構成され、細長スロットは、エンドエフェクタの中心部分に位置する、細長スロットと、を備え、第 1 ジョーは、熱いゾーンにあり、細長スロットの左側にある第 1 の絶縁層と、熱いゾーン内にあり、細長スロットの右側にある第 2 の絶縁層と、第 1 の絶縁層上にある第 1 の電極層と、第 2 の絶縁層上にある第 2 の電極層と、第 1 の冷たいゾーン内にある第 1 のヒートシンク層と、第 2 の冷たいゾーンにある第 2 のヒートシンク層と、を備え、第 1 の電極層及び第 2 の電極層は、熱いゾーン内の組織に電気外科的エネルギーを直接印加するように構成されており、第 1 のヒートシンク層及び第 2 のヒートシンク層は、第 1 及び第 2 の冷たいゾーン内の組織を冷却して、熱への横拡散を最小限に抑えるように構成されている、外科用器具。

【0 4 3 3】

実施例 2. 第 1 及び第 2 のヒートシンク層のそれぞれが熱伝導性セラミック材料を備える、実施例 1 に記載の外科用器具。

【0434】

実施例 3. 第 1 の電極層及び第 2 の電極層のそれぞれが、直接接触性金属電極を備える、実施例 1 ～実施例 2 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0435】

実施例 4. 第 1 の電極層及び第 2 の電極層のそれぞれがフレックス回路を更に備え、直接接触性金属電極溶着は、フレックス回路にされている、実施例 3 に記載の外科用器具。

【0436】

実施例 5. 第 1 のヒートシンク層及び第 2 のヒートシンク層のそれぞれが組織接触表面を備える、実施例 1 ～実施例 4 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

10

【0437】

実施例 6. 第 1 の電極層及び第 2 の電極層のそれぞれは、第 1 のヒートシンク層及び第 2 のヒートシンク層の組織接触表面と比較して隆起しており、これにより、エンドエフェクタが、熱いゾーンにおいて、第 1 のヒートシンク層及び第 2 のヒートシンク層の組織接触表面により組織に印加される圧力よりも大きな圧力を、第 1 の電極層及び第 2 の電極層により、組織に圧力を印加することが可能となる、実施例 5 に記載の外科用器具。

【0438】

実施例 7. 第 1 の絶縁層及び第 2 の絶縁層は、熱及び電気非伝導性材料を備える、実施例 1 ～実施例 6 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

20

【0439】

実施例 8. 第 1 の絶縁層は、第 1 の電極層に面している第 1 表面及び細長スロットに面している第 2 表面を備え、第 1 表面及び第 2 表面は第 1 の縁を画定し、第 1 の縁を面取りして蒸気が逃げることを可能にする、実施例 1 ～実施例 7 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

【0440】

実施例 9. 第 2 の絶縁層は、第 2 の電極層に面している第 3 表面、及び細長スロットに面している第 4 表面を備え、第 3 表面及び第 4 表面は第 2 の縁を画定し、第 2 の縁を面取りして蒸気が逃げることを可能にする、実施例 8 に記載の外科用器具。

【0441】

実施例 10. 第 1 ジョーは、第 1 及び第 2 のヒートシンク層の下に通路を更に備える、実施例 1 ～実施例 9 の 1 つ以上に記載の外科用器具。

30

【0442】

実施例 11. 通路は熱伝導性金属材料を備え、通路は、第 1 及び第 2 のヒートシンク層と直接接触して、第 1 及び第 2 の冷たいゾーンにおける組織の冷却を容易にする、実施例 10 に記載の外科用器具。

【0443】

実施例 12. 外科用器具であって、エンドエフェクタであって、第 1 ジョー、及び第 1 ジョーに対して移動可能な第 2 ジョー、を備えるエンドエフェクタと、エンドエフェクタの中心部分にある熱いゾーンと、エンドエフェクタの左側面部分にある第 1 の冷たいゾーンと、エンドエフェクタの右側面部分にある第 2 の冷たいゾーンと、エンドエフェクタの遠位端にある切開チップと、第 1 ジョーと第 2 ジョーとの間で画定される細長スロットであって、細長スロット内でブレードを摺動可能に受容され、第 1 ジョーと第 2 ジョーとの間に位置する組織を切断するように構成され、細長スロットは、エンドエフェクタの中心部分に位置する、細長スロットと、を備え、第 1 ジョーは、熱いゾーンにあり、細長スロットの左側にある第 1 の絶縁層と、熱いゾーン内にあり、細長スロットの右側にある第 2 の絶縁層と、第 1 の絶縁層上にある第 1 の電極層と、第 2 の絶縁層上にある第 2 の電極層と、第 1 の冷たいゾーン内にある第 1 のヒートシンク層と、第 2 の冷たいゾーンにある第 2 のヒートシンク層と、を備え、第 1 の電極層及び第 2 の電極層は、熱いゾーン内の組織に電気外科的エネルギーを直接印加するように構成されており、第 1 の電極層及び第 2 の電極層のそれぞれは、直接接触性金属電極を備え、第 1 のヒートシンク層及び第 2 のヒ

40

50

トシンク層は、第1及び第2の冷たいゾーン内の組織を冷却して、熱の横拡散を最小限に抑えるように構成されている、外科用器具。

【0444】

実施例13．第1及び第2のヒートシンク層のそれぞれが熱伝導性セラミック材料を備える、実施例12に記載の外科用器具。

【0445】

実施例14．第1の電極層及び第2の電極層のそれぞれがフレックス回路を更に備え、直接接触性金属電極は、フレックス回路に溶着されている、実施例12～実施例12の1つ以上に記載の外科用器具。

【0446】

実施例15．第1のヒートシンク層及び第2のヒートシンク層のそれぞれが組織接触表面を備える、実施例12～実施例14の1つ以上に記載の外科用器具。

【0447】

実施例16．第1の電極層及び第2の電極層のそれぞれが、第1のヒートシンク層及び第2のヒートシンク層の組織接触表面と比較して隆起しており、これにより、エンドエフェクタが、熱いゾーンにおいて、第1のヒートシンク層及び第2のヒートシンク層の組織接触表面により組織に印加される圧力よりも大きな圧力を、第1の電極層及び第2の電極層により、組織に印加することが可能となる、実施例15に記載の外科用器具。

【0448】

実施例17．第1の絶縁層及び第2の絶縁層は、熱及び電気非伝導性材料を備える、実施例12～実施例16の1つ以上に記載の外科用器具。

【0449】

実施例18．第1の絶縁層は、第1の電極層に面している第1表面及び細長スロットに面している第2表面を備え、第1表面及び第2表面は第1の縁を画定し、第1の縁を面取りして蒸気が逃げることを可能にする、実施例12～実施例17の1つ以上に記載の外科用器具。

【0450】

実施例19．第1ジョーは、第1及び第2のヒートシンク層の下に通路を更に備える、実施例12～実施例18の1つ以上に記載の外科用器具。

【0451】

実施例20．通路は熱伝導性金属材料を備え、通路は、第1及び第2のヒートシンク層と直接接触して、第1及び第2の冷たいゾーンにおける組織の冷却を容易にする、実施例19に記載の外科用器具。

【0452】

ジョー圧縮を調節するための外科用エンドエフェクタ

電気外科用器具において、ジョーとエンドエフェクタとの間に位置する組織の密度は、エンドエフェクタの長さに伴い変動する。高密度の組織はエンドエフェクタの近位部に位置することができ、中密度の組織はエンドエフェクタの中間部分に位置することができ、低密度の組織はエンドエフェクタの遠位部に位置することができる。柔軟性ジョーを用いて、可変密度の組織に、可変圧縮を加えることができる。一定のエネルギー密度は、可変圧縮を印加するための柔軟性ジョーの長さに沿って可変密度の組織を封止するには効果的ではない場合がある。したがって、本開示は、可変圧縮に対して、柔軟性ジョーの長さに沿って可変エネルギー密度を送達して、可変密度の組織に好適な封止をもたらすように構成された電気外科用カートリッジを提供する。

【0453】

上で開示したように、図10～図12に関して、電気外科用装置は、例えば、第1ジョー組立体1600の細長通路1602内に配置された高周波(RF)外科用カートリッジ1700などの着脱可能な電気外科用カートリッジを含むエンドエフェクタ1500を含むことができる。いくつかの態様では、電気外科用装置は、RFエネルギーをRF外科用カートリッジ、及びその構成要素に供給するように設計されたRF発電機に電氣的に接続

10

20

30

40

50

することができる。図10は、中央に配置された隆起電極パッド1720と共に形成されたカートリッジ本体1712を有する、RF外科用カートリッジ1700の態様を部分的に示す。最も具体的には図6に確認できるように、細長スロット1712は、電極パッド1720の中心を通して延び、パッド1720を、左パッドセグメント1720Lと右パッドセグメント1720Rとに分割する役割を果たす。図10に戻ると、右側フレキシブル回路組立体1730Rは右パッドセグメント1720Rに取り付けられ、左側フレキシブル回路組立体1730Lは左パッドセグメント1720Lに取り付けられている。更に、右側フレキシブル回路組立体1730Rは、「フェーズ1」、即ち近位右側電極1736R、及び「フェーズ2」、即ち遠位右側電極1738Rを含む。更に、左側フレキシブル回路組立体1730Lは、「フェーズ1」、即ち近位左側電極1736L、及び「フェーズ2」、即ち遠位左側電極1738Lを含む。

10

【0454】

図63A及び図63Bは、例えばRF外科用カートリッジ1700などの交換可能な電気外科用カートリッジを有するエンドエフェクタ1500の代替の態様を表す。図63Aは、開構成のエンドエフェクタ1500を表し、図63Bは、閉構成のエンドエフェクタ1500を表す。閉構成において、エンドエフェクタ1500の第1ジョー組立体1600及び第2ジョー組立体1800は、これらの間に配置される一片の組織6070がクランプ留め圧力を受けることができるような距離にて、互いに近接して離間することができる。開構成において、第1ジョー組立体1600及び第2ジョー組立体は、より大きい距離で離間されてもよい。エンドエフェクタ1500の開構成又は閉構成は、近位閉鎖管1910の位置及び動作アクションにより判定することができる。

20

【0455】

図63Aに示すように、エンドエフェクタ1500は、交換可能なRF外科用カートリッジ1700を受容する細長通路を含むことができる、第1ジョー組立体1600を含む。RF外科用カートリッジ1700は、1つ以上の電極を配置することができるカートリッジ本体1710を含む。図63Aに表す態様において、RF外科用カートリッジ1700は、1つ以上のシアー電極6038及び切開電極6238を含む2種類の電極を含むことができる。1つ以上のシアー電極6038は一般に、RF外科用カートリッジ1700の縦軸に沿って延びることができる細長い態様を有することができる。いくつかの非限定態様において、一对のシアー電極6038のうちの1つは、細長スロットのいずれかの側に配置されてもよい。切開電極6238はカートリッジ本体1710の遠位端に配置されてもよい。RF外科用カートリッジ1700の更なる特徴部としては、カートリッジ本体1710の遠位端にあるジョースペーサ6060を挙げることができる。図63Bに示すように、ジョースペーサは、アンビル1810の内側表面がシアー電極6038のいずれか1つ以上及び切開電極6238と接触することを防止するように作用することができる。

30

【0456】

切開電極6238に加えて、1つ以上のシアー電極6038は、フレキシブルカートリッジ回路1750の一部であり得るフレキシブル回路組立体に配置されてもよい。1つ以上のシアー電極6038は、任意量のRFエネルギーを、1つ以上のシアー電極6038に近接して配置された組織6070に送達するために動作することができる。例えば、図63Bは、クランプ留め運動CMに従って、第1ジョー組立体1600と第2ジョー組立体1800との間でクランプ留めされた一片の組織6070を表す。いくつかの態様では、シアー電極6038に近接する組織6070に送達されるRFエネルギーと、クランプ留め運動CMによって第1ジョー組立体1600及び第2ジョー組立体1800により生成された圧縮力とを組み合わせることで、組織での止血封止の生成がもたらされ得る。切開電極6238は、RFエネルギーを印加することにより、組織を具体的にスポット治療するために使用され得る。1つ以上のシアー電極6038及び切開電極6238のそれぞれを、RFエネルギー生成器に電氣的に連結することができる。

40

【0457】

50

1つ以上のシアー電極6038のそれぞれは、1つ以上の電極部分を更に含むことができる。例えば、図10に表すように、右側シアー電極及び左側シアー電極のそれぞれは、別個の近位電極(1736R及び1736L)及び遠位電極(1738R及び1738L)を含むことができる。右側シアー電極及び側左シアー電極のそれぞれに関して、近位電極及び遠位電極のそれぞれは、RFカートリッジの縦軸に沿って、又は平行に配置されてもよい。近位電極(1736R、L)は、「フェーズ1」手順の間に個別に活性化されてよく、遠位電極(1738R、L)は、「フェーズ2」手順の間に別個に活性化されてよい。図63Aに表す態様において、シアー電極6038のそれぞれは、複数の機能性電極部分6138a~cに、機能的に離されていてもよい。図10に示した態様と同様に、電極部分6138a~cは、RFカートリッジの縦軸に沿って、又は平行に配置されてもよい。各電極部分6138a~cは、ある量のRFエネルギーを近接した組織に送達することができるが、任意の1つの電極部分により送達されるRFエネルギー量は、異なる電極部分により送達されるRFエネルギー量とは異なっている。ある非限定例において、低エネルギー電極部分6138aに近接した組織に送達されるRFエネルギーの量は、中エネルギー電極部分6138bに近接した組織に送達されるRFエネルギー量未満であってもよい。同様に、中エネルギー電極部分6138bに近接した組織に送達されるRFエネルギーの量は、高エネルギー電極部分6138cに近接した組織に送達されるRFエネルギーの量未満であってもよい。いくつかの態様では、電極部分6138a~cのそれぞれは、任意の好適なRF電気式切り替え構成要素により、別個に作動させることができる。いくつかの代替の態様において、全て、又はいくつかの電極部分6138a~cが、一

10

20

【0458】

上記のとおり、組織を止血封止する有効性は、組織に印加される圧縮圧力と圧縮した組織に送達されるRFエネルギーの量の両方に左右され得る。組織に送達されるRFエネルギーの量は、効果的な止血封止を形成するために十分でなければならない。組織に送達されるRFエネルギーが少なすぎると、止血封止が適切に形成しない場合がある。あるいは、組織に送達されるRFエネルギーが多すぎると、組織が焦げ、又は損傷して、止血封止を形成できなくなる場合がある。効果的な止血封止を形成するのに必要なRFエネルギーの量は、組織厚、組織密度、及び組織組成を含むがこれらに限定されない、組織の特性に左右され得る。いくつかの例では、止血封止を受ける一片の組織は、組織厚、組織密度、及び／又は組織組成に関して、効果的に均一であってもよい。あるいは、止血封止を受ける一片の組織は、組織厚、組織密度、及び／又は組織組成に関して不均一であってもよい。

30

【0459】

様々な電極部分で構成されるシアー電極を有する電気外科用装置を使用して、不均一な組織などにまたがり、効果的な止血封止を形成することができる。図63Bに表すエンドエフェクタ1500の態様において、組織6070は不均一であり、組織厚、組織密度、及び／又は組織組成のいずれか1つ以上が異なり得る組織セクションを有することができる。非限定例において、組織6070は高密度組成6170a、中密度組成6170b、及び低密度組成6170cを有することができる。図63Aと図63Bとを比較すると、高密度組成6170aを有する組織を効果的に止血封止することは、低エネルギー電極部分6138aを使用して行うことができることが表される。同様に、中密度組成6170bを有する組織を効果的に止血封止することは、中エネルギー電極部分6138bを使用して行うことができ、低密度組成6170cを有する組織を効果的に止血封止することは、高エネルギー電極部分6138cを使用して行うことができる。

40

【0460】

電極により送達されるRFエネルギーの量は、少なくとも部分的には、電極表面におけるRFエネルギー密度に左右され得る。したがって、電極表面の特性の1つ以上が変動することを使用して、表面のその部分における電極により送達されるRFエネルギーを調節することができる。一態様では、電極表面材料の抵抗を調節して、その電極表面に送達されるRFエネルギーを制御することができる。別の態様において、電極表面の寸法(例え

50

ば、電極幅)を調節して、その電極表面に送達されるRFエネルギーを制御することができる。別の態様において、電極表面は、その電極表面に送達されるRFエネルギーの制御を可能にし得る物理的特徴部を組み込むことができる。このような特徴部の例としては、電極表面上に、又は電極表面内に、抵抗性構成要素又は電気絶縁性構成要素を含めることを挙げることができる。

【0461】

図64は、任意の数又は任意の種類の特徴部6139a~dを組み込むことができる、いくつかの例示的なシアー電極6038a~dを示す。シアー電極6038a~dのそれぞれは、導電性材料(特に、RFエネルギーを伝導するように設計されたもの)で構成され得るシアー電極表面6039a~dを備えることができる。シアー電極表面に特徴部6139a~dを配置することは、1つ以上のパターン化エネルギー送達表面を包含することができる。したがって、シアー電極6038aの一態様は、一組の横断直線特徴部6139aを組み込む、パターン化エネルギー送達表面を有するシアー電極表面6039aを有することができる。シアー電極6038bの別の態様は、一組の円形特徴部6139bを組み込む、パターン化エネルギー送達表面を有するシアー電極表面6039bを有することができる。シアー電極6038cの更に別の態様は、一組の凹型四辺形(「山形」)特徴部6139cを組み込む、パターン化エネルギー送達表面を有するシアー電極表面6039cを有することができる。6139a~cなどの特徴部は、個別の幾何学的形状から形成され得るが、特徴部は、シアー電極表面6039dの表面の1つ又は複数の部分に連続して、又はほぼ連続してまたがることのできる、目盛り付き特徴部6139dをもたらし複雑な構成要素もまた備えることができる。

【0462】

シアー電極6038の一部により組織に送達され得るRFエネルギーの量は、パターン化エネルギー送達表面の特定の態様を形成する特徴部6139a~dの、数、種類、サイズ、及び/又は面密度により、制御できると認識することができる。図64は例えば、シアー電極の低エネルギー部分6138aは、シアー電極の中エネルギー部分6138bよりも多くの数の特徴部(例えば6139a~d)を組み込む、パターン化エネルギー送達表面を有することのできることを表す。同様に、シアー電極の中エネルギー部分6138bは、パターン化エネルギー送達表面の高エネルギー部分6138cよりも多くの数の特徴部(例えば6139a~d)を組み込む、パターン化エネルギー送達表面を有することのできる。

【0463】

図63A及び図64には3つのエネルギー部分6138a~cが示されているが、シアー電極6038は任意の数の個別のエネルギー部分を有することできると認識することができる。個別のエネルギー部分のそれぞれは、パターン化エネルギー送達表面から構成されてもよい。シアー電極6038に組み込まれるエネルギー部分の数の非限定例としては、2つのエネルギー部分、3つのエネルギー部分、4つのエネルギー部分、5つのエネルギー部分、又は任意の有限数のエネルギー部分を挙げることができる。更に、例示的なシアー電極6038dに関して上で開示したように、シアー電極6038dの表面は、シアー電極6038dの表面にわたりRFエネルギーの連続体を供給するように構成された目盛り付き特徴部6039dを組み込んだ、パターン化エネルギー送達表面を有することのできる。目盛り付き特徴部6039dにより供給されたRFエネルギーの連続体としてはシアー電極6038dの表面にわたるRFエネルギーの直線連続体、RFエネルギーの二次連続体、シアー電極6038dの表面にわたるRFエネルギーの対数連続体、又は、シアー電極6038dの表面にわたるRFエネルギーの指数連続体を挙げることができるが、これらに限定されない。

【0464】

図64に示す個別の特徴部6139a~dは、シアー電極表面6039a~dに組み込まれ得る特徴部6139a~dの非限定例であることを認識されたい。このような特徴部の他の非限定例としては、直線、円形、長円形、楕円形、長方形、正方形、丸みを帯びた

長方形である特徴部、又は任意の閉鎖二次元形状により画定される幾何学形状を有する特徴部を挙げることができる。シアー電極 6 0 3 8 の任意の態様に関して、特徴部は全て、同一形状を有することができる、又は異なる形状を有することができる。シアー電極 6 0 3 8 の任意の態様に関して、特徴部は全て、同一サイズを有することができる、又は異なるサイズを有することができる。シアー電極 6 0 3 8 の任意の態様に関して、特徴部は全て、互いに物理的に分離されていてもよく、互いに連続していてもよく、又は、互いに物理的に分離されること及び連続していることの組み合わせであってもよい。

【0465】

上で更に開示したように、エネルギー部分のそれぞれは、パターン化エネルギー送達表面を含むことができる。パターン化エネルギー送達表面はそれぞれ、任意の数、任意サイズ、任意形状、又は任意の面密度の特徴部を組み込むことができる。シアー電極の特定の態様のパターン化エネルギー送達表面はそれぞれ、同一形状の特徴部を有することができるが、電極の任意の 2 つのパターン化エネルギー送達表面間で、特徴部の数、サイズ、及び／又は面密度が異なっていてよい。シアー電極の特定の態様のパターン化エネルギー送達表面はそれぞれ、同一数の特徴部を有することができるが、電極の任意の 2 つのパターン化エネルギー送達表面間で、特徴部の形状、サイズ、及び／又は面密度が異なっていてよい。シアー電極の特定の態様のパターン化エネルギー送達表面はそれぞれ、同一サイズの特徴部を有することができるが、電極の任意の 2 つのパターン化エネルギー送達表面において、特徴部は、数、形状、及び／又は面密度が異なっていてよい。シアー電極の特定の態様のパターン化エネルギー送達表面はそれぞれ、シアー電極表面上で同一の特徴部面密度を有する特徴部を有することができるが、電極の任意の 2 つのパターン化エネルギー送達表面間で、特徴部の数、サイズ、及び／又は形状が異なっていてよい。

【0466】

上で開示したとおり、特徴部 6 1 3 9 a～d は、シアー電極 6 0 3 8 上、又はシアー電極 6 0 3 8 内に溶着された電気絶縁性材料から形成することができる。ある非限定的態様において、図 6 4 に表す特徴部 6 1 3 9 a～d は、例えばエンドミルを使用して、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d から部分を除去してくぼみ特徴部を形成することができ、次いで、くぼみ特徴部に電気絶縁性材料を溶着させる製造方法を使用して、特徴部を形成する。特徴部 6 1 3 9 a～d を製造する代替的な方法としては、例えば、電気絶縁性材料をくぼみ特徴部に溶着させる前に、くぼんだ特徴部を含むように電極を成型することを挙げることができる。1 つ以上のくぼみ特徴部を部分的に、シアー電極 6 0 3 8 a の厚みを通して延ばすことができる。

【0467】

あるいは、1 つ以上のくぼみ特徴部を、シアー電極 6 0 3 8 a の厚みを通して完全に延ばすことができ、これにより、くぼみ特徴部は、電極の上側又は下側のいずれかから、電気絶縁性材料を受容することが可能になる。電気絶縁性材料は、くぼみ特徴部を完全に埋めることで、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d と同一平面上にある表面を形成することができる。代替の一態様において、電気絶縁性材料はくぼみ特徴部を不完全に埋めることで、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d からくぼんだ表面を形成することができる。また更なる態様では、電気絶縁性材料をくぼみ特徴部に入れすぎることにより、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d の上に突出した表面を形成することができる。

【0468】

別の非限定的態様において、図 6 4 に表す特徴部 6 1 3 9 a～d は、溶着法により製造することができる。ある非限定例において、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d を、一部分が除去された電気絶縁性材料によりコーティングすることにより、下にある電極表面を覆わずにおくことができる。特徴部 6 1 3 9 a～d は、溶着した電気絶縁性材料の部分を除去することにより、例えば、電気絶縁性材料をシアー電極表面 6 0 3 9 a～d とまず接触させ、次いで材料の一部分を除去して特徴部 6 1 3 9 a～d を形成する製造法を使用することにより、製造することができる。特徴部 6 1 3 9 a～d を製造する代替的な溶着法としては、例えば、シアー電極表面 6 0 3 9 a～d に直接特徴部 6 1 3 9 a～d を印刷するこ

とを挙げることができる。シアー電極表面 6 0 3 9 a ~ d 上に特徴部 6 1 3 9 a ~ d を製造する更なる代替の方法もまた、用いることができる。

【 0 4 6 9 】

電気外科用システムと共に使用するための着脱可能な R F カートリッジの構成要素であり得る R F 電極の態様を、上で開示している。このような R F 電極は、電極の表面又は 1 つ以上の表面部分により、これらに近接して配置された組織に供給される R F エネルギーの量を修正するように設計された 1 つ以上のパターン化エネルギー送達表面に組み込まれた、1 つ以上の特徴部を組み込むことができる。このような特徴部、及び／又はパターン化エネルギー送達表面の複数の態様が本明細書にて開示されているが、このような態様は限定を行うものと解釈されるべきではない。したがって、パターン化エネルギー送達表面は、電気外科用システムの 1 つ以上のジョー組立体又は電極の表面に構成され得る、任意の好適な特徴部を含むことができる。パターン化エネルギー送達表面は一般に、電極の平坦な表面、電極の表面上に垂直に延びる、1 つ以上の隆起又は高設特徴部、又は、電極の表面の下に垂直に延びる、1 つ以上のくぼみ押下特徴部に適用される特徴部を含むことができる。用語「電極に配置された電気絶縁性材料」は、電極の平坦な表面、電極の表面上に垂直に延びる、1 つ以上の隆起又は高設特徴部、又は、電極の表面の下に垂直に延びる、1 つ以上のくぼみ押下特徴部への材料の適用を包含すると理解することができる。本明細書では、それらの機構を製作する方法に関して、表現又は示唆される制限はない。

【 0 4 7 0 】

パターン化エネルギー送達表面は、単一の特徴部又は複数の特徴部を包含することができる。単一の特徴部又は複数の特徴部は、電極に配置された電気絶縁性材料の限られた範囲の部分、例えば、小さな円形部分を有することができる。単一の特徴部又は複数の特徴部は、電極に配置された電気絶縁性材料のより拡大された範囲の部分、例えば細長部分を有することができる。限られた範囲又は拡大された範囲のいずれかの、単一の特徴部又は複数の特徴部は、電極表面において、それぞれの形状、サイズ、又は寸法が限定されない。制限された範囲又は拡大された範囲のいずれかの単一の機構又は複数の機構は、電極の表面の周りのそれらのそれぞれの配置において限定されない。したがって、一例として、電気絶縁性材料の細長部分は、電極の縦軸に本質的に平行な軸に沿って延びることができる。あるいは、電気絶縁性材料の細長部分は、電極の縦軸に実質的に垂直な軸に沿って延びることができる。更に別の代替的实施例において、電気絶縁性材料の細長部分は、第 1 電極の縦軸に本質的でも平行、本質的に垂直でもない軸に沿って延びることができる。

【 0 4 7 1 】

パターン化エネルギー送達表面は、電極表面に配置された電気絶縁性材料の部分、又は、電極表面に配置された電気絶縁性材料のコーティングから除去された部分の、任意の 1 つ又は複数の組み合わせを含み得る、複数の特徴部を組み込むことができる。複数の機構が組み合わされてもよい。更に、複数の機構が、電極の表面の周りに対称的に配設されてもよく、あるいは電極の表面の周りに非対称的に配設されてもよい。制限された範囲又は拡大された範囲のいずれかの複数の機構は、電極の表面の周りにおける互いに対する配置において限定されない。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。

【 0 4 7 2 】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例 1 . 電気外科用装置であって、エンドエフェクタの細長通路内に配置されるように構成されたカートリッジであって、カートリッジが、カートリッジの縦軸に沿って配置される複数の電極部分を有する電極を備え、電極が発電機に電気的に連結するように構成されている、カートリッジを備え、複数の電極部分のうちの各電極部分が、電極部分に近接して配置された組織にある量のエネルギーを送達するように構成され、複数の電極部分のうちの第 1 の電極部分によって送達されるエネルギーの量が、複数の電極部分のうちの第 2 の電極部分によって送達されるエネルギーの量とは異なる、電気外科用装置。

【0473】

実施例2．カートリッジが、細長通路内に解放可能に配置されるように構成されている、実施例1に記載の電気外科用装置。

【0474】

実施例3．複数の電極部分が、近位右側電極、遠位右側電極、近位左側電極、及び遠位左側電極を備える、実施例1～実施例2の1つ以上に記載の電気外科用装置。

【0475】

実施例4．右側フレキシブル回路及び左側フレキシブル回路を更に備え、近位右側電極及び遠位右側電極が、右側フレキシブル回路に電氣的に連結されており、近位左側電極及び遠位左側電極が、左側フレキシブル回路に電氣的に連結されている、実施例3に記載の電気外科用装置。

10

【0476】

実施例5．右側フレキシブル回路及び左側フレキシブル回路がそれぞれ、0.025インチの全体幅を有し、近位右側電極、遠位右側電極、近位左側電極、及び遠位左側電極がそれぞれ、0.010インチの幅を有する、実施例4に記載の電気外科用装置。

【0477】

実施例6．電気外科用装置であって、エンドエフェクタの細長通路内に配置されるように構成されたカートリッジであって、カートリッジが、カートリッジの縦軸に沿って配置される複数の電極部分を有する電極を備え、電極が発電機と電氣的に連結するように構成されている、カートリッジと、電極に電氣的に連結されたフレキシブルカートリッジ回路であって、フレキシブルカートリッジ回路が、細長通路内に配置された通路回路の遠位端上にある、複数の露出した接触部に電氣的に連結するように構成されている、フレキシブルカートリッジ回路と、を備え、複数の電極部分のうちの各電極部分が、電極部分に近接して配置された組織にある量のエネルギーを送達するように構成され、複数の電極部分のうちの第1の電極部分によって送達されるエネルギーの量が、複数の電極部分のうちの第2の電極部分によって送達されるエネルギーの量とは異なる、電気外科用装置。

20

【0478】

実施例7．通路回路が、フレキシブルシャフト回路ストリップの遠位接触部分に電氣的に連結された近位接触部分を更に備える、実施例6に記載の電気外科用装置。

【0479】

実施例8．フレキシブルシャフト回路ストリップの近位接触部分が、発電機に電氣的に連結するように構成されている、実施例7に記載の電気外科用装置。

30

【0480】

実施例9．エンドエフェクタであって、第1ジョー組立体であって、細長通路と、細長通路内に配置された電気外科用カートリッジであって、電気外科用カートリッジの縦軸に沿って配置された複数のシアー電極部分を有するシアー電極と、電気外科用カートリッジの遠位端に配置された切開電極と、を更に備える、電気外科用カートリッジと、を備える、第1ジョー組立体と、電気外科用カートリッジの表面に近接して移動するように構成されたアンビルを備える第2ジョー組立体と、を備え、シアー電極及び切開電極はそれぞれ、電気外科用発電機から電気外科的エネルギーを受容するように構成され、複数のシアー電極部分のうちの各シアー電極部分が、シアー電極部分に近接して配置された組織にある量の電気外科的エネルギーを送達するように構成され、複数のシアー電極部分のうちの第1のシアー電極部分によって送達される電気外科的エネルギーの量が、複数のシアー電極部分のうちの第2のシアー電極部分によって送達される電気外科的エネルギーの量とは異なる、エンドエフェクタ。

40

【0481】

実施例10．電気外科用カートリッジが、細長通路内に解放可能に配置されている、実施例9に記載のエンドエフェクタ。

【0482】

実施例11．第1のシアー電極部分が、第2のシアー電極部分の近位にある、実施例9

50

～実施例 10 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0483】

実施例 12．第 1 のシアー電極部分により送達される電気外科的エネルギーの量が、第 2 のシアー電極部分により送達される電気外科的エネルギーの量未満である、実施例 11 に記載のエンドエフェクタ。

【0484】

実施例 13．第 1 のシアー電極部分が第 1 のパターン化エネルギー送達表面を有し、第 2 のシアー電極部分が第 2 のパターン化エネルギー送達表面を有する、実施例 11 ～実施例 12 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0485】

実施例 14．第 1 のパターン化エネルギー送達表面が、第 2 のパターン化エネルギー送達表面とは異なる、実施例 13 に記載のエンドエフェクタ。

【0486】

実施例 15．第 1 のパターン化エネルギー送達表面及び第 2 のパターン化エネルギー送達表面がそれぞれ、複数の表面特徴部を備える、実施例 13 ～実施例 14 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0487】

実施例 16．複数の表面特徴部が電気絶縁性材料を備える、実施例 15 に記載のエンドエフェクタ。

【0488】

実施例 17．第 1 のパターン化エネルギー送達表面が、複数の表面特徴部の第 1 の面密度を有し、第 2 のパターン化エネルギー送達表面が、複数の表面特徴部の第 2 の面密度を有し、複数の表面特徴部の第 1 の面密度が、複数の表面特徴部の第 2 の面密度よりも大きい、実施例 15 ～実施例 16 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0489】

実施例 18．複数の表面特徴部が、複数の横断直線特徴部を備えている、実施例 15 ～実施例 17 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0490】

実施例 19．複数の表面特徴部が、複数の円形特徴部を備えている、実施例 15 ～実施例 18 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0491】

実施例 20．複数の表面特徴部が、複数の凹型四辺形特徴部を備えている、実施例 15 ～実施例 19 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0492】

実施例 21．第 1 のパターン化エネルギー送達表面が、第 1 のシアー電極部分の表面に直接配置された、第 1 の複数の表面特徴部を備え、第 2 のパターン化エネルギー送達表面が、第 2 のシアー電極部分の表面に直接配置された、第 2 の複数の表面特徴部を備える、実施例 15 ～実施例 20 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0493】

実施例 22．第 1 のパターン化エネルギー送達表面が、第 1 のシアー電極部分の表面に配置された、第 1 の複数のくぼみ表面特徴部を備え、第 2 のパターン化エネルギー送達表面が、第 2 のシアー電極部分の表面に配置された、第 2 の複数のくぼみ表面特徴部を備える、実施例 15 ～実施例 21 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0494】

実施例 23．シアー電極が、左側シアー電極及び右側シアー電極を備える、実施例 9 ～実施例 22 の 1 つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0495】

実施例 24．左側シアー電極が、電気外科用カートリッジの縦軸に沿って配置された複数の左側シアー電極部分を備え、右側シアー電極が、電気外科用カートリッジの縦軸に沿って配置された複数の右側シアー電極部分を備える、実施例 23 に記載のエンドエフェクタ。

10

20

30

40

50

タ。

【0496】

実施例25．左側シアー電極が、電気外科用カートリッジの縦軸に沿って配置された3つの左側シアー電極部分を備え、右側シアー電極が、電気外科用カートリッジの縦軸に沿って配置された3つの右側シアー電極部分を備える、実施例24に記載のエンドエフェクタ。

【0497】

ロックアウト無効化特徴部を備えた、外科的切断及び締結器具用のカートリッジ構成
外科用器具において、切断部材がエンドエフェクタを通して前進可能なときを制御することが有用であり得る。切断部材が前進され得るときを制御するために、外科用器具は、ある種類のロックアウトメカニズムを提供して、様々な状況において、ステープル／締結具カートリッジ内での切断部材の前進を防止することができる。ステープル／締結具カートリッジ用のロックアウトメカニズムは、切断部材の一部に係合して遠位移動を阻止することによって、切断部材が前進することを機械的に防止する。外科用カートリッジがエンドエフェクタ内に挿入されていないとき、エンドエフェクタ内に不適切に挿入されているとき、又は、ステープル／締結具カートリッジが使用済みのときに、切断部材の前進を防止することが有用であり得る。

【0498】

外科用器具の使用、機械式ステープル留め外科用カートリッジが不適切に挿入され得る、全く挿入されない、又は使用済みであり得る可能性がある。したがって、ステープル／締結具カートリッジが存在しないとき、エンドエフェクタ内に不適切に配置されるとき、又は使用済みになるときに、切断部材がエンドエフェクタを通して前進することを機械的に防止する、ロックアウトメカニズムを備えることが望ましい場合がある。しかし、このようなロックアウトメカニズムは、機械式ステープル／締結具カートリッジ、及び／又は高周波カートリッジを受容するように構成されている、エンドエフェクタ内で使用するように構成された、高周波（RF）カートリッジの動作と干渉する。したがって、本開示は、機械式ステープル／締結具カートリッジ又は高周波カートリッジを受容するように構成されたエンドエフェクタ内に、RFカートリッジを収容するロックアウト無効化機構を提供し、機械式ステープル／締結具カートリッジをロックアウトするのに好適なロックアウトメカニズムを含む。

【0499】

図10～図12に示すように、少なくとも1つの構成において、RF外科用カートリッジ1700は、細長通路1602内で着脱可能に受容され支持されるような寸法、及び形状である、カートリッジ本体1710を含む。例えば、カートリッジ本体1710は、細長通路1602とスナップ係合して、着脱可能に保持されるように構成されてもよい。様々な構成において、カートリッジ本体1710はポリマー材料、例えば、液晶ポリマー（LCP）VECTRA（商標）などのエンジニアリング熱可塑性樹脂から作製可能であり、細長通路1602は金属から作製可能である。少なくとも一態様において、カートリッジ本体1710は、カートリッジ本体を通して長手方向に延び、ナイフ1330の長手方向移動を収容する、中央に配置された細長スロット1712を含む。図10及び図11に示すように、一対のロックアウト係合尾部1714がカートリッジ本体1710から近位に延び、ステープル／締結具カートリッジ1400をロックアウトするよう意図されるロックアウトメカニズムを無効化する。各ロックアウト係合尾部1714は、通路底部1620の対応する近位開口部部分1642内に受容される寸法である、下側に形成されるロックアウトパッド1716を有する。したがって、カートリッジ1700が細長通路1602に適切に取り付けられると、ロックアウト係合尾部1714は開口部1642及び出っ張り1654を覆い、ナイフ1330を、発射の準備ができたロック解除位置で保持する。

【0500】

図10～図12も依然として参照しながら、ここで図65に戻ると、少なくとも1つの

構成において、外科用ステーブルカートリッジ１９００は、細長通路１６０２内で着脱可能に受容され支持する寸法及び形状のカートリッジ本体１９１８を含む。例えば、カートリッジ本体１９１８は、細長通路１６０２とスナップ係合して、着脱可能に保持されるように構成されてもよい。様々な構成において、カートリッジ本体１９１８はポリマー材料、例えば、液晶ポリマー（ＬＣＰ）ＶＥＣＴＲＡ（商標）などのエンジニアリング熱可塑性樹脂から作製可能であり、細長通路１６０２は金属から作製可能である。少なくとも一態様において、カートリッジ本体１９１８は、カートリッジ本体を通して長手方向に延び、ナイフ１３３０の長手方向移動を収容する、中央に配置された細長スロット１９１２を含む。図６５に示すように、一対のロックアウト係合尾部１９１４が、カートリッジ本体１９１８から近位に延びる。各ロックアウト係合尾部１９１４は、通路底部１６２０の対応する近位開口部部分１６４２内に受容される寸法である、下側に形成されるロックアウトパッド１９１６を有する。したがって、カートリッジ１９００が細長通路１６０２に適切に取り付けられると、ロックアウト係合尾部１９１４は開口部１６４２及び出っ張り１６５４を覆い、ナイフ１３３０を、発射の準備ができたロック解除位置で保持する。

【０５０１】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例１．外科用カートリッジ組立体であって、近位端と、遠位端と、細長通路であって、基部と、基部内の少なくとも１つの開口部と、を備える、細長通路と、細長通路内に着脱可能に受容されるように構成されたカートリッジ本体と、切断部材を受容するように構成されたスロットと、カートリッジ本体の近位端から延びる少なくとも１つのロックアウトタブと、を備え、少なくとも１つのロックアウトタブは、カートリッジ本体が細長通路内に受容されたときに、少なくとも１つの開口部を覆うように構成され、少なくとも１つのロックアウトタブはロックアウトメカニズムを無効化し、切断部材がスロットを通過して遠位に進進することを可能にする、外科用カートリッジ組立体。

【０５０２】

実施例２．細長通路が、少なくとも１つの開口部の遠位に配置された基部上の少なくとも１つの出っ張りを更に備える、実施例１に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０３】

実施例３．少なくとも１つのロックアウトタブは、カートリッジ本体が細長通路内に受容されたときに、少なくとも１つの出っ張りを覆うように構成されている、実施例２に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０４】

実施例４．少なくとも１つのロックアウトタブは、カートリッジ本体が細長通路内に受容されたときに少なくとも１つの開口部内に受容されるように構成された少なくとも１つのロックアウトパッドを備える、実施例１～実施例３の１つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０５】

実施例５．切断部材の一部が、カートリッジ本体の不在下で、細長通路の少なくとも１つの開口部内に受容されるように構成されている、実施例１～実施例４の１つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０６】

実施例６．外科用カートリッジ組立体がステーブルカートリッジを備える、実施例１～実施例５の１つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０７】

実施例７．外科用カートリッジ組立体がＲＦカートリッジを備える、実施例１～実施例６の１つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【０５０８】

実施例８．外科用器具のためのエンドエフェクタであって、エンドエフェクタは、近位端と、遠位端と、第１ジョーと、基部を含む細長通路を備える第２ジョーであって、細長

5に記載の外科用カートリッジ組立体。

【0517】

実施例17. 第1のロックアウト突出部は、外科用カートリッジが細長通路内に受容されたときに、第1の出っ張りを覆うように構成され、第2のロックアウト突出部は、外科用カートリッジが細長通路内に受容されたときに、第2の出っ張りを覆うように構成されている、実施例16に記載の外科用カートリッジ組立体。

【0518】

実施例18. 第1のロックアウト突出部は、外科用カートリッジが細長通路内に受容されたときに第1の開口部内に受容されるように構成された第1のロックアウトパッドを備える、実施例15～実施例17の1つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【0519】

実施例19. 外科用カートリッジがステープルカートリッジを備える、実施例15～実施例18の1つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【0520】

実施例20. 外科用カートリッジがRFカートリッジを備える、実施例15～実施例19の1つ以上に記載の外科用カートリッジ組立体。

【0521】

二重電源を備える、外科用切断及び締結器具

外科用封止及びステープル留めシステムにおいて、単一のハンドル組立体を複数のノズル組立体に取り付け、単一のノズル組立体を複数のハンドル組立体に取り付けることを可能にするモジュール設計を用いることが有用であり得る。ノズル組立体は、エンドエフェクタ内に様々な外科用器具を含むため、ハンドル組立体内の計装が、モジュールノズル組立体のエンドエフェクタ内で様々な機能を制御可能にするための、ノズル内の特別な回路構成要素が必要とされ得る。いくつかの例では、様々な外科用器具のそれぞれは、特定の外科用機能、例えば、1種以上の組織封止機能を実施するように設計することができる。更に、ハンドル組立体を起点にしていなくても、していなくてもよいエネルギーをエンドエフェクタに印加する必要がある。例えば、ハンドル組立体は電池により給電してハンドル組立体の機能を制御することができるが、エンドエフェクタを制御するのに十分な電力を有していなくてもよい。更に、外科用封止機能を含むシステムは、特定の電力要件、例えば、別の場合にはハンドル組立体と関連していない、組織に止血封止を適用するためのRFエネルギーを準備するための要件を有することができる。

【0522】

複数のノズル組立体を有する外科用システムのモジュール設計としては、それぞれが異なる外科用機能のために構成された、様々な外科用器具を挙げることができる。一例において、ノズル組立体は、外科用機能がエンドエフェクタカートリッジにより判定される、解放可能なエンドエフェクタカートリッジを受け入れるために更にモジュール化されたエンドエフェクタを含むことができる。このような例において、ノズル組立体内の回路構成要素は、必要に応じて電気信号をエンドエフェクタカートリッジに伝導し、エンドエフェクタカートリッジを適切に動作させることが可能でなければならない。いくつかの外科的処置については、止血封止が標的組織内で誘発され得る。このような止血封止には、RFエネルギーを組織に印加することが必要であり得る。したがって、回路構成要素は、RFエネルギーをエンドエフェクタカートリッジに送達するように構成されたいくつかの導電体を有するように設計されてもよい。しかし、回路構成要素は限定数の導電体のみを有してもよい。それ故、必要なときに、回路構成要素がRFエネルギーを、専用のRF導電体を通してエンドエフェクタに供給するが、RFエネルギーが必要でないときには、RF導電体及び／又は非RFエネルギーを伝導するための回路構成要素の他の構成要素を再構成するが望ましい。

【0523】

いくつかの態様では、本明細書に記載されるモジュール外科用器具のユーザに、ハンドル組立体に含まれる器具からエンドエフェクタを直接操作することを可能にするために、

10

20

30

40

50

回路構成要素システムがノズル組立体に含まれる。いくつかの例では、ノズル組立体は、組織への、クランプ留め力の印加、及びRFエネルギーの印加の両方により止血封止を組織に付与するように構成されてもよい。ノズル組立体は、電気外科用発電機がノズル組立体に直接取り付けられ、このような外科用機能のために、高周波（RF）エネルギーをエンドエフェクタに供給することを可能にする、搭載された回路基板を含んでよい。いくつかの態様では、ノズル組立体の回路構成要素はまた、エンドエフェクタに依然として適切なエネルギー及び機能性を提供しながら、シャフト回転も可能にする。

【0524】

搭載された回路基板のいくつかの導電体により伝導されるRFエネルギーが、搭載された回路基板の他の構成要素のいずれからも適切に分離されていることを確認することにより、注意が払われなければならないと認識することができる。このような分離を行えないことにより、搭載された回路基板の他の電子構成要素（デジタル電子機器など）、又は信号線に導入されているRFエネルギー又はノイズがもたらされ得る。いくつかの態様では、搭載された回路基板のセグメント化回路構成要素へのRFエネルギーの導体を分離することにより、RFエネルギーの分離が成し遂げられ得る。セグメント化回路構成要素は、適切な導電体の幾何形状、及びRF導体周辺での接地面の適切な局在化を組み込むように構成されてもよく、これにより、RFエネルギーを、搭載された回路基板の他の構成要素から分離することができる。このようなセグメント化回路構成要素は、他の電子構成部品とは物理的に離された、搭載された回路基板の一部に位置することができる。一態様では、外科用器具をRF発電機に接続することにより、特定のシャフト機能が可能となる。例えば、RFリードをRF発電機に取り付けることにより、外科用器具に搭載された回路基板が、ステープル留めカートリッジと交換して使用可能なRFカートリッジにRFを適用するために、細長シャフト一体化回路の配線のいくつかを分離することが可能となる。

【0525】

図40を参照すると、いくつかの態様では、外科用道具組立体1000のモジュール部分を構成するノズル組立体1240は、シャフト組立体の様々な機能を制御しながら、ハンドル組立体500とも通信し、かつ、電動ステープル留めハンドルからRF発電機400を制御することを可能にするように構成された、シャフトモジュール回路を含むことができる。図40では、図15の回路構成要素を、例示的なノズル組立体1240の文脈において示す。本開示のいくつかの態様に従った回路構成要素は、様々なコネクタを備えた搭載された回路基板1152を含む。雌型コネクタ410は回路基板1152と電気的に連結され、発電機400に連結する雄型プラグ組立体406との接続を可能にする（図示せず）。

【0526】

更に、いくつかの態様に従うと、搭載されたオン／オフ電源スイッチ420は、回路基板1152に電気的に連結され、ノズル組立体1240がハンドル組立体500に取り付けられたときに押圧されるように配置される。例えば、ノズル組立体がある位置に固定されると（例えば、図9を参照されたい）、オン／オフ電源スイッチ420は、ハンドル組立体に対して近位に面しているように配置可能であり、ノズル組立体が閉鎖リンク514を介して、ハンドル組立体のスロット内に滑り入ると押圧されてもよい（図9を参照されたい）。別の場合において、オン／オフ電源スイッチ420は露出しているため、外科用道具組立体1000のオペレータにより手動で押圧されてもよい。

【0527】

回路基板1152は、ハンドル組立体500に含まれるマイクロプロセッサ560と通信するハウジングコネクタ562（図9を参照されたい）と関係するように構成された搭載されたコネクタ1154を含む。このように、ハンドル組立体500は、ノズル組立体1240でいくつかの機能を制御する回路基板1152と通信することができる。例えば、電源組立体706からの電力はまた、搭載されたコネクタ1154を通して搭載された回路基板1152に伝導されてもよい。ノズル組立体1240内の回路構成要素の設計により、オペレータが、例えば、ハンドル組立体500で利用可能な様々な制御及びディス

プレーコンソールを介して、ハンドル組立体 500 の様々な制御から多数の機能を実施することができるようになる。

【0528】

回路基板 1152 は、スリップリング組立体 1150 と関係するように構成された近位コネクタ 1153 もまた含む。フレキシブルシャフト回路ストリップ 1164 が近位閉鎖管 1910 内で回転するときに、スリップリング組立体 1150、及びスリップリング組立体と定常接触している遠位コネクタ 1162 の全体を通して電力が供給されることに起因してシャフトが回転している間であっても、電力をエンドエフェクタに供給することができる。シャフト回路ストリップ 1164 は、関連する活動をステープル留めするための狭い導電体 1166、及び RF 用の幅広の導電体 1168 などの、複数の導電体を含むことができる（図 15 を参照されたい）。

10

【0529】

ノズル組立体 1240 に記載した様々な構成要素に基づき、回路構成要素 1152 は、電動ハンドル組立体 500 から RF 発電機 400 を制御するように構成されてもよく、ハンドル組立体 500 の様々な機能及びインタフェースと通信することができ、また、RF の動作、及びハンドル組立体 500 からエンドエフェクタのステープル留め機能を可能にすることができる。他の機能としては、エンドエフェクタにて、様々な外科的処置を行うためのアルゴリズムの種類、及びエネルギー印加を制御することと、ノズル組立体 1240 のいずれかの部分のハンドル組立体 500 において確認可能な警告機能性を可能にすることと、RF 発電機 400 からのエネルギー変調を変動させることと、を挙げることができる。いくつかの態様では、回路基板 1152 はこれらの機能を容易にするようにプログラム可能である一方で、他の場合において、搭載されたコネクタ 1154 により、プログラムされるハンドル組立体回路構成要素がこれらの機能を容易にすることが可能となり得、回路基板 1152 はそれに従いエンドエフェクタへと通信するように構成される。

20

【0530】

いくつかの態様では、搭載された回路 1152 はセグメント化 RF 回路 1160 を含み、これにより、発電機 400 の RF エネルギーが、スリップリング組立体を介してフレキシブルシャフト回路ストリップに供給されることが可能になる（例えば図 15 を参照されたい）。セグメント化 RF 回路 1160 は、RF エネルギーを供給するための導電体を組み込むことができ、RF エネルギー及び／又はノイズから、搭載された回路基板 1152 の他の構成要素を電氣的に分離することができる。RF 発電機は、RF セグメント化回路 1160 を介して、搭載された回路基板 1152 に連結されてもよい。オン／オフ電源スイッチ 420 も同様に、セグメント化 RF 回路 1160 に接続されてもよい。

30

【0531】

図 41 は、本開示の一態様に従った、エンドエフェクタ 3250 に、又はエンドエフェクタ 3250 から電力及び制御信号を伝導するようにプログラムされた外科用システム 3200 のブロック図を示す。例示的な一態様において、外科用システム 3200 は、電気外科的エネルギー制御セグメント（若しくは RF エネルギー制御セグメント）3220 とシャフト制御セグメント 3230（例えばシャフトセグメント（セグメント 5）、モータ回路セグメント（セグメント 7）、又は電力セグメント（セグメント 8））とを有する制御回路 3210（例えば、マイクロプロセッサ 560、セグメント化 RF 回路 1160、又は遠位マイクロチップ 1740）を含むことができる。いくつかの態様では、電気外科的エネルギー制御セグメント 3220 は、搭載された回路基板 1152 のセグメント化 RF 回路 1160 上に、この中に、又はこれに近接して局在化されてもよい。制御回路 3210 は、電気外科的エネルギー（例えば RF エネルギー）を、エンドエフェクタ 3250（例えばエンドエフェクタ 1500）内の電極（例えば電極 3040L、3040R、3050L 及び 3050R）に供給するように、プログラムすることができる。外科用システム 3200 は、電気外科的エネルギー生成器 3240（例えば RF 発電機 400）からエンドエフェクタ 3250 に電気外科的エネルギーを供給するために使用される 1 つ以上の導電体 3260（例えば導電体 1168）を含むことができる。1 つ以上の導電体 32

40

50

60はまた、エンドエフェクタ3250と制御回路3210（例えば電気外科的エネルギー制御セグメント3220及びシャフト制御セグメント3230）との間に電氣的に接続されてもよい。導電体3260は、特に、その機能のためにRFエネルギーを必要としないエンドエフェクタを有する外科用システムのために、更なる制御信号をシャフト制御セグメント3230からエンドエフェクタ3250に供給することができる、又は、更なるセンサ信号をエンドエフェクタ3250からシャフト制御セグメント3230に供給することができる。

【0532】

電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、1つ以上の導電体3260を通して、電気外科的エネルギーを電極に供給するようにプログラムすることができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント3230は、1つ以上の導電体3260を通して、エンドエフェクタ3250（及び／又は、外科用道具組立体1000、シャフト組立体704）に／から制御信号を提供する、及び／又は受信するようにプログラムすることができる。即ち、1つ以上の導電体3260は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250に供給するためだけでなく、エンドエフェクタ3250と制御信号を通信するためにもまた使用することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220及びシャフト制御セグメント3230の少なくともいくつかの部分は、互いに電氣的に分離されてもよい。

10

【0533】

例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、例えば、1つ以上の導電体3260を通して電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ3250内の電極に供給するときに、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。例示的な一態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、制御線3280を通して信号を供給することにより、1つ以上の導電体3260とシャフト制御セグメント3230との間に位置するスイッチ3270を制御して、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。スイッチ3270は、開状態と閉状態とを切り替えするように構成されてもよい。シャフト制御セグメント3230及び1つ以上の導電体3260は、スイッチ3270が開状態にあるときに電氣的に分離されることができ、スイッチ3270が閉状態にあるときに、電氣的に通信されていることができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、任意の他の好適な方法で、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。スイッチ3270の他の構成では、スイッチ3270を閉じることにより、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することが可能となり得る。

20

30

【0534】

例示的な一態様において、制御回路3210が、例えば、コネクタ3265を連続して確認することにより、又は、電気外科的エネルギーの印加を感知することにより、電気外科的エネルギー生成器3240がコネクタ3265（例えば雌型コネクタ410）に接続されていることを検出したときに、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。例えば、雄型プラグ組立体406が雌型コネクタ410にプラグ接続されたときに、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、導電体3260をシャフト制御セグメント3230から分離することができる。別の例示的な態様において、電気外科的エネルギーがエンドエフェクタ3250に、又は任意の他の好適な条件下にて提供されるときに、電気外科的エネルギー制御セグメント3220は、1つ以上の導電体3260をシャフト制御セグメント3230から電氣的に分離することができる。

40

【0535】

例示的な一態様において、外科用システムは、エンドエフェクタ3250（及び／又は、外科用道具組立体1000、シャフト組立体704）を動作させるために使用される1

50

つ以上の導電体 3 2 9 0（例えば導電体 1 1 6 6）を含むことができる。例示的な一態様において、1つ以上の導電体 3 2 9 0は、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ 3 2 5 0に送達するために使用されなくてもよい。シャフト制御セグメント 3 2 3 0は、1つ以上の導電体 3 2 9 0を通して、エンドエフェクタ 3 2 5 0に／エンドエフェクタ 3 2 5 0から、制御信号及び／又はセンサ信号を供給、及び／又は受信するようにプログラムすることができる。例示的な一態様において、スイッチ 3 2 7 0が開状態にある間に（例えば、電気外科的エネルギー制御セグメント 3 2 2 0が1つ以上の導電体 3 2 6 0を通して、電気外科的エネルギーをエンドエフェクタ 3 2 5 0に供給する間に）、シャフト制御セグメント 3 2 3 0は1つ以上の導電体 3 2 9 0を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0に／から、制御信号を提供する、及び／又は受信することができる。例示的な一態様において、シャフト制御セグメント 3 2 3 0はまた、スイッチ 3 2 7 0が閉状態にある間に、1つ以上の導電体 3 2 9 0を使用して、エンドエフェクタ 3 2 5 0に／から、制御信号を提供、及び／又は受信することができる。いくつかの態様では、1つ以上の導電体 3 2 9 0は、スイッチ 3 2 7 0の状態に関係なく、エンドエフェクタ 3 2 5 0とシャフト制御セグメント 3 2 3 0との間にある（制御信号若しくはセンサ信号のいずれかのための、又は制御信号及びセンサ信号の両方のための）専用の信号線であってもよい。

【0536】

スイッチ 3 2 7 0はトランジスタスイッチ、機械式スイッチ、又は任意の他の好適なスイッチであってよい。例示的な一態様において、導電体 3 2 6 0、3 2 9 0を通して、制御回路 3 2 1 0とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で通信される制御信号としては、エンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は、外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）を切断動作モード及び／又は凝固動作モードで駆動するための信号、外科用システム 3 2 0 0の電気特性、及び／又はエンドエフェクタ 3 2 5 0にクランプ留めされた組織を測定するための信号、外科用システムのユーザにフィードバックを提供するための信号、センサ信号を通信するための信号、並びに、エンドエフェクタ 3 2 5 0の特定の特性（例えば、使用／未使用ステータス）を識別するための信号が挙げられるが、これらに限定されない。

【0537】

したがって、本開示の態様は、有利なことに、電気外科的エネルギーを送達して制御信号を通信するために使用される導電体（例えば、導電体 3 2 6 0）のいくつかを、これらの導電体が電気外科的エネルギーのために使用されていないときに用いることにより、制御回路 3 2 1 0とエンドエフェクタ 3 2 5 0（及び／又は外科用道具組立体 1 0 0 0、シャフト組立体 7 0 4）との間で制御信号を通信するために必要な導電体の数を減らすことができる。更に、これらの導電体を通して電気外科的エネルギーを供給するときに、他の回路セグメント（例えばシャフト制御セグメント 3 2 3 0）からこれらの導電体を分離することにより、本開示の態様は、電気外科的エネルギー又は電気外科的エネルギーノイズが、他の回路セグメント、及び／又はこれらの回路セグメントに接続された導電体（例えば導電体 3 2 9 0）に流れることを防止することができ、これらの回路セグメント及び／又は導電体への損傷を防止する。

【0538】

例えば図 4 0 及び図 4 1 に示すように、かつ上で開示したように、モジュールノズル組立体は、ユーザが外科用システムのエンドエフェクタと通信してこれを制御することを可能にするように構成された、搭載された回路基板を含むことができる。エンドエフェクタの制御及び／又はエンドエフェクタとの通信としては、全体としてのエンドエフェクタ、又はエンドエフェクタの任意の1つ以上の構成要素の制御、及び／又はこれらとの通信を挙げることができる。例えば、エンドエフェクタは、上で開示した1つ以上のモジュール及び／又はカートリッジを解放可能に組み込むように構成されてもよく、これらのモジュール及び／又はカートリッジのそれぞれは、特定の外科用機能のために設計することができる。一例において、エンドエフェクタは解放可能なステーブル留めカートリッジを組み込むことができる。別の例において、エンドエフェクタは解放可能な R F カートリッジを

組み込むことができる。解放可能なカートリッジのそれぞれは、搭載された回路基板の1つ以上の導電体と電氣的に連結するように構成された、任意の数又は任意の種類の導電体を有することができる。解放可能な各カートリッジの導電体は、アナログ信号、デジタル信号、DC信号、AC信号、及び電力信号を含むがこれらに限定されない、任意の種類の電気信号を伝導するように構成されてもよい。このような電気信号は、解放可能なカートリッジ搭載された回路基板から、又は電気構成要素を起点にすることができる。

【0539】

上で開示した電気回路構成要素は、搭載された「回路基板」と呼ばれるものの、回路構成要素そのものは、任意の適切な材料を用いた任意の適切な手段に従って製造することができる。したがって、例えば、回路基板は、単一層基板、多層基板、フレックス回路、又は、電気構成要素がその上に好適に固定され得る、任意の他の適切な装置であってもよい。同様に、導電体としては、ワイヤ及び回路基板配線とを挙げることができるが、これらに限定されない。

【0540】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例1．外科用器具用の制御回路であって、シャフト制御セグメントと、シャフト制御セグメントと解放可能な外科用器具カートリッジとの間で第1の電気信号を伝導するように構成された第1の導電体と、電気外科的エネルギー制御セグメントと、電気外科的エネルギー制御セグメントと解放可能な外科用器具カートリッジとの間で第2の電気信号を伝導するように構成された第2の導電体と、電気外科的エネルギー制御セグメントに電氣的に連結され、電気外科用発電機からの電気外科用発電機エネルギーを受容するように構成されたコネクタと、を備え、電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出することと、電気外科的エネルギー制御セグメントが電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出したときに、電気外科用発電機エネルギーからシャフト制御セグメントを電氣的に分離することと、を行うように構成されている、制御回路。

【0541】

実施例2．第1の電気信号は、解放可能な外科用器具カートリッジに送信される制御信号を備える、実施例1に記載の制御回路。

【0542】

実施例3．第1の電気信号は、解放可能な外科用器具カートリッジから受信されるセンサ信号を備える、実施例1～実施例2のいずれか1つ以上に記載の制御回路。

【0543】

実施例4．第2の電気信号は、電気外科的エネルギー制御セグメントが電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出したときに、電気外科用発電機エネルギーを備える、実施例1～実施例3のいずれか1つ以上に記載の制御回路。

【0544】

実施例5．第2の導電体は、電気外科的エネルギー制御セグメントが電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出しないときに、シャフト制御セグメントと解放可能な外科用器具カートリッジとの間で第3の電気信号を伝導するように構成されている、実施例1～実施例4のいずれか1つ以上に記載の制御回路。

【0545】

実施例6．第3の電気信号は、解放可能な外科用器具カートリッジに送信される第2の制御信号を備える、実施例5に記載の制御回路。

【0546】

実施例7．第3の電気信号は、解放可能な外科用器具カートリッジから受信される第2のセンサ信号を備える、実施例5に記載の制御回路。

【0547】

実施例8．電気外科的エネルギー制御セグメントとシャフト制御セグメントとの間に電氣的に連結されたスイッチを更に備え、電気外科的エネルギー制御セグメントは、スイッ

10

20

30

40

50

チを制御することにより、シャフト制御セグメントを電氣的に分離するように構成されている、実施例 1～実施例 7 のいずれか 1 つ以上に記載の制御回路。

【0548】

実施例 9．電気外科的エネルギー制御セグメントは、スイッチを開くことにより、シャフト制御セグメントを電氣的に分離するように構成されている、実施例 8 に記載の制御回路。

【0549】

実施例 10．電気外科用発電機は RF 発電機を備え、電気外科用発電機エネルギーは RF エネルギーを備える、実施例 1～実施例 9 のいずれか 1 つ以上に記載の制御回路。

【0550】

実施例 11．シャフト制御セグメントに電氣的に連結され、かつ電気外科的エネルギー制御セグメントに電氣的に連結されたスリップリング組立体を更に備える、実施例 1～実施例 10 のいずれか 1 つ以上に記載の制御回路。

【0551】

実施例 12．外科用システムのノズル組立体であって、シャフト制御セグメント及び電気外科的エネルギー制御セグメントと備える搭載された回路基板と、シャフト制御セグメントとエンドエフェクタ内の解放可能な外科用器具カートリッジとの間で第 1 の電気信号を伝導するように構成された第 1 の導電体と、電気外科的エネルギー制御セグメントとエンドエフェクタ内の解放可能な外科用器具カートリッジとの間で第 2 の電気信号を伝導するように構成された第 2 の導電体と、回路基板に連結され、ノズル組立体の近位に位置する搭載されたコネクタであって、ノズル組立体がハンドル組立体に取り付けられたときに、ハンドル組立体のハウジングコネクタと連係するように構成されている、搭載されたコネクタと、電気外科的エネルギー制御セグメントに電氣的に連結され、電気外科用発電機からの電気外科用発電機を受容するように構成されたコネクタと、ノズル組立体の近位に位置し、ハンドル組立体の取り付けクレードルに連結されノズル組立体をハンドル組立体に取り付けるように構成されている、シャフト取り付けラグと、を備え、電気外科的エネルギー制御セグメントは、電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出することと、電気外科的エネルギー制御セグメントが電気外科用発電機のコネクタへの接続を検出したときに、シャフト制御セグメントを電気外科用発電機エネルギーから電氣的に分離することと、を行うように構成されている、外科用システムのノズル組立体。

【0552】

実施例 13．搭載された回路基板は、搭載された回路基板上にセグメント化 RF 回路を備え、セグメント化 RF 回路は、電気外科的エネルギー制御セグメントを備える、実施例 12 に記載のノズル組立体。

【0553】

実施例 14．搭載された回路基板は、ハンドル組立体に解放可能に固定された電源組立体から電力を受容するように構成されている、実施例 12～実施例 13 のいずれか 1 つ以上に記載のノズル組立体。

【0554】

実施例 15．搭載された回路基板は、搭載されたコネクタを通して電力を受容するように構成されている、実施例 14 に記載のノズル組立体。

【0555】

実施例 16．ノズル組立体は、搭載された回路基板に電氣的に連結された電源スイッチを更に備えており、電気外科的エネルギーの伝達を活性化する、及び非活性化するように構成されている、実施例 12～実施例 15 のいずれか 1 つ以上に記載のノズル組立体。

【0556】

実施例 17．搭載された回路基板に対して遠位に位置しており、搭載された回路基板と連係するように構成されたスリップリング組立体を更に備える、実施例 12～実施例 16 のいずれか 1 つ以上に記載のノズル組立体。

【0557】

10

20

30

40

50

実施例 18．搭載された回路基板の遠位端及びスリップリング組立体の近位端に連結された近位コネクタと、スリップリング組立体の遠位端と係合するように構成されており、第 1 の導電体及び第 2 の導電体と電氣的に連結された遠位コネクタと、を更に備える、実施例 17 に記載のノズル組立体。

【0558】

実施例 19．第 1 の導電体及び第 2 の導電体と電氣的に連結されたフレキシブルシャフト回路ストリップを更に備える、実施例 12～実施例 19 のいずれか 1 つ以上に記載のノズル組立体。

【0559】

ステープルカートリッジ及び高周波カートリッジと連結可能な外科用システム、並びにその使用方法

10

図 66 は、様々な態様に従った、交換式道具組立体 1000 を利用する方法 1950 を示す。第 1 の処置に関して、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を、交換式外科用道具組立体 1000 のエンドエフェクタ 1500 の第 1 ジョー 1600 の細長通路 1602 に挿入して（1952）、この中に保持することができ、これにより、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を交換式外科用道具組立体 1000 に連結することができる。次に、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を利用して、ステープルを外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 から、患者の組織に送達することができる（1954）。

【0560】

20

ステープルの少なくともいくつかは患者の組織に送達された後、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を、交換式外科用道具組立体 1000 のエンドエフェクタ 1500 から取り外すことができ（1956）、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を交換式外科用道具組立体 1000 から効果的に切り離す。交換式外科用道具組立体 1000 の少なくとも一部が患者の身体内に配置される場合において、エンドエフェクタ 1500 は、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 をエンドエフェクタ 1500 から取り外す前に、患者の身体内から取り除かれる。次に、交換式道具組立体 1000、又はその一部をきれいにして滅菌し、その後の使用のために、交換式道具組立体 1000 を適切に準備してよい。

【0561】

30

外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 が、交換式外科用道具組立体 1000 のエンドエフェクタ 1500 から取り除かれた後、第 2 の処置のために、高周波カートリッジ 1700 を、交換式外科用道具組立体 1000 のエンドエフェクタ 1500 の第 1 ジョー 1600 の細長通路 1602 内に挿入して（1958）、この中に保持することができ、これにより、高周波カートリッジ 1700 を交換式外科用道具組立体 1000 と連結して、外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 を効果的に交換することができる。高周波カートリッジ 1700 が所定位置にあり、高周波発電機 400 が、交換式外科用道具組立体 1000 のセグメント化高周波回路 1160 に連結されると、次いで、高周波カートリッジ 1700 を利用して、高周波エネルギー（例えば、凝固電流）を患者の組織に送達することができる（1960）。第 1 の処置は第 1 期間の間に行われ、第 2 の処置は第 2 期間の間に行われる。第 2 の処置は、第 1 の処置と連続することができる、又は第 1 の処置とは異なることができる。したがって、高周波エネルギーを受容する組織は、以前にステープルを受容した同一の一般的な組織であってもよい、又は、以前にステープルを受容した組織とは異なる組織であってもよい。同様に、第 1 の処置に関連した患者は、第 2 の処置と関連した患者と同じである、又は異なることができる。

40

【0562】

高周波エネルギーの少なくともいくつかは患者の組織に送達された後、高周波カートリッジ 1700 が交換式外科用道具組立体 1000 のエンドエフェクタ 1500 から取り外され（1962）、高周波カートリッジ 1700 を交換式外科用道具組立体 1000 から効果的に切り離す。高周波カートリッジが交換式道具組立体 1000 から取り外されると

50

、交換式外科用道具組立体1000のセグメント化高周波回路1160もまた、高周波生成器400から切り離されてもよい。交換式外科用道具組立体1000の少なくとも一部が患者の身体内に配置される場合において、エンドエフェクタ1500は、高周波カートリッジ1700がエンドエフェクタ1500から取り除かれる前に、患者の身体内から取り除かれる。次に、交換式道具組立体1000、又はその一部をきれいにして滅菌し、その後の使用のために、交換式道具組立体1000を適切に準備してよい。このような後での使用の各例には、外科用ステープル／締結具カートリッジ1400（高周波カートリッジ1700を効果的に交換する）、又は高周波カートリッジ1700のいずれかが伴うことができる。

【0563】

方法1950の上記説明は、第1の処置のために、交換式外科用道具組立体1000と共に利用されている外科用ステープル／締結具カートリッジ1400、及び、第2の処置のために、交換式外科用道具組立体1000と共に利用されている高周波カートリッジ1700について記載しているものの、上述した方法1950は、記載した使用順序、又は外科用ステープル／締結具カートリッジ1400及び高周波カートリッジ1700を代替的に使用することに、厳密に限定されない。例えば、図66に示すように、高周波カートリッジ1700は、最初の処置のために交換式外科用道具組立体1000により利用されてもよく、外科用ステープル／締結具カートリッジ1400は後の処置のために利用されてもよい。また、交換式外科用道具組立体1000は、後の処置のために高周波カートリッジ1700（又は、任意の数の後の処置のために、対応する高周波カートリッジ1700 1400）を利用する前に、任意の数の連続した処置のために、対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400を利用することができる。対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400が連続して使用される場合、対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400は、同一であっても異なってもよい。例えば、対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400のうちの1つは、対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400の異なる1つの効果的な長手方向ステープル留め長さとは異なる、効果的な長手方向ステープル留め長さを有することができる。同様に、交換式外科用道具組立体1000は、後の処置のために外科用ステープル／締結具カートリッジ1400（又は、任意の数の後の処置のために、対応する外科用ステープル／締結具カートリッジ1400）を利用する前に、任意の数の連続処置のために、対応する高周波カートリッジ1700を利用することができる。対応する高周波カートリッジ1700が連続して使用される場合、対応する高周波カートリッジ1700は同一であっても異なってもよい。

【0564】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例1．方法が提供される。方法は、第1の処置の間に、ステープルを外科用器具の外科用ステープルカートリッジから第1の組織に送達することと、外科用ステープルカートリッジを外科用器具から取り外すことと、第2の処置の間に、高周波エネルギーを外科用器具の高周波カートリッジから第2の組織に送達することと、を含む。

【0565】

実施例2．高周波エネルギーを高周波カートリッジから送達することは、ステープルを外科用ステープルカートリッジから送達することの前に意行われる、実施例1に記載の方法。

【0566】

実施例3．第2の処置は第1の処置とは異なる、実施例1～実施例2の1つ以上に記載の方法。

【0567】

実施例4．ステープルを送達することの前に、外科用ステープルカートリッジを外科用器具に挿入することを更に含む、実施例1～実施例3の1つ以上に記載の方法。

【0568】

実施例5．外科用ステープルカートリッジを外科用器具に挿入することは、外科用ステープルカートリッジを交換式道具組立体に挿入することを含む、実施例4に記載の方法。

【0569】

実施例6．高周波エネルギーを送達することの前に、第2の外科用ステープルカートリッジを外科用器具に挿入することを更に含む、実施例1～実施例5の1つ以上に記載の方法。

【0570】

実施例7．高周波エネルギーを送達すること前に、(1)高周波カートリッジを外科用器具に挿入することと、(2)発電機高周波カートリッジを高周波に連結することと、を更に含む、実施例1～実施例6の1つ以上に記載の方法。

10

【0571】

実施例8．高周波カートリッジを外科用器具に挿入することは、高周波カートリッジを交換式道具組立体に挿入することを含む、実施例7に記載の方法。

【0572】

実施例9．高周波カートリッジを外科用器具から取り外すことを更に含む、実施例1～実施例8の1つ以上に記載の方法。

【0573】

実施例10．第2の高周波カートリッジを外科用器具に挿入することを更に含む、実施例9に記載の方法。

20

【0574】

実施例11．第2の外科用ステープルカートリッジを外科用器具に挿入することを更に含む、実施例9に記載の方法。

【0575】

実施例12．交換式道具組立体を利用する方法が提供される。方法は、第1期間の間に、ステープルを送達して第1の組織を封止するために、交換式道具組立体に連結されたステープルカートリッジを利用することと、ステープルカートリッジを交換することと、第2期間の間に、高周波エネルギーを送達して第2の組織を封止するために、交換式道具組立体に連結した高周波カートリッジを利用することと、を含む。

【0576】

実施例13．ステープルカートリッジを交換することは、(1)ステープルカートリッジを交換式道具組立体から切り離すことと、(2)高周波カートリッジを交換式道具組立体に連結することと、を含む、実施例12に記載の方法。

30

【0577】

実施例14．高周波カートリッジを交換式道具組立体に連結することは、高周波カートリッジを、交換式道具組立体のエンドエフェクタに連結することを含む、実施例12～実施例13の1つ以上に記載の方法。

【0578】

実施例15．ステープルカートリッジを利用することの前に、ステープルカートリッジを交換式道具組立体のエンドエフェクタに連結することを更に含む、実施例12～実施例14の1つ以上に記載の方法。

40

【0579】

実施例16．高周波カートリッジを利用することの前に、(1)高周波カートリッジを交換式道具組立体に連結することと、(2)交換式道具組立体を高周波生成器に連結することと、を更に含む、実施例12～実施例15の1つ以上に記載の方法。

【0580】

実施例17．第2のステープルカートリッジを交換式道具組立体に連結することを更に含む、実施例12～実施例16の1つ以上に記載の方法。

【0581】

実施例18．第2の高周波カートリッジを交換式道具組立体に連結することを更に含む

50

、実施例 12～実施例 17 の 1 つ以上に記載の方法。

【0582】

実施例 19．方法が提供される。方法は、第 1 の組織を、外科用器具の着脱可能なステープルカートリッジからのステープルで封止することと、外科用器具を滅菌することと、第 2 の組織を、外科用器具の着脱可能な高周波カートリッジにより送達された高周波エネルギーを用いて封止することと、を含む。

【0583】

外科用器具の態様は、本明細書で開示した具体的な詳細を伴わずに実施することができる。いくつかの態様は、詳細ではなくブロック図として示されている。本開示の一部は、コンピュータメモリに格納されたデータ上で動作する命令として、表されてもよい。一般に、広範囲のハードウェア、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、個々にかつ／又は集合的に実装することができる、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」から構成されるものと見なすことができる。結果として、「電気回路構成」は、少なくとも 1 つの個々の電気回路を有する電気回路構成、少なくとも 1 つの集積回路を有する電気回路構成、少なくとも 1 つの特定用途向け集積回路を有する電気回路構成、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／若しくはデバイス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マイクロプロセッサ）を形成する電気回路構成、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の形態）電気回路構成、及び／又は、通信デバイス（例えばモデム、通信スイッチ、若しくは光学電気機器）を形成する電気回路構成を含むが、これらに限定されない。これらの態様はアナログ形態若しくはデジタル形態、又はこれらの組み合わせで実装することができる。

【0584】

前述の説明は、1 つ以上の機能及び／又は動作を含み得る、ブロック図、フローチャート、及び／又は実施例の使用による、装置及び／又はプロセスの態様を説明している。このようなブロック図、フローチャート、又は実施例における各機能及び／又は動作は、広範囲のハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又は実質上これらの任意の組み合わせにより、個別に、かつ／又は集合的に実装することができる。一態様では、本明細書で記載される主題のいくつかの部分は、特定用途向け集積回路（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）、プログラマブルロジックデバイス（PLD）、回路、レジスタ並びに／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）、論理ゲート、又は他の一体化フォーマットにより実装されてもよい。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 台以上のコンピュータ上で稼働する 1 つ以上のコンピュータプログラムとして（例えば、1 台以上のコンピュータシステム上で稼働する 1 つ以上のプログラムとして）、1 つ以上のプロセッサ上で稼働する 1 つ以上のプログラムとして（例えば、1 つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する 1 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装することができ、また、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれることが、当業者には理解されよう。

【0585】

開示される主題のメカニズムは、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、本明細書に記載される主題の例示的な態様は、配布を実際に行うために使用される特定の種類の信号搬送媒体に関係なく用いられる。信号搬送媒体の例としては以下：記録可能型の媒体、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク（CD）、デジタルビデオディスク（DVD）、デジタルテープ、コンピュータメモリなど、並びに伝送型の媒体、例えば、デジタル及び／又はアナログ通信媒体（例えば、光

10

20

30

40

50

ファイバケーブル、導波管、導電体通信リンク、導電体非含有通信リンク（例えば、送信機、受信機、送信ロジック、受信ロジックなど）などが挙げられる。

【0586】

これらの態様の前述の説明は、記載及び説明を目的として提示されている。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。これら態様は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、態様を修正例と共に、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、選択され記載されるものである。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。

【0587】

〔実施の態様〕

(1) 第1の処置の間に、ステープルを外科用器具の外科用ステープルカートリッジから第1の組織に送達することと、

前記外科用ステープルカートリッジを前記外科用器具から取り外すことと、

第2の処置の間に、高周波エネルギーを前記外科用器具の高周波カートリッジから第2の組織に送達することと、

を含む、方法。

(2) 前記高周波エネルギーを前記高周波カートリッジから前記送達することは、前記ステープルを前記外科用ステープルカートリッジから前記送達することの前に生じる、実施態様1に記載の方法。

(3) 前記第2の処置は前記第1の処置とは異なる、実施態様1に記載の方法。

(4) 前記ステープルを前記送達することの前に、前記外科用ステープルカートリッジを前記外科用器具に挿入することを更に含む、実施態様1に記載の方法。

(5) 前記外科用ステープルカートリッジを前記外科用器具に挿入することは、前記外科用ステープルカートリッジを交換式道具組立体に挿入することを含む、実施態様4に記載の方法。

【0588】

(6) 前記高周波エネルギーを前記送達することの前に、第2の外科用ステープルカートリッジを前記外科用器具に挿入することを更に含む、実施態様1に記載の方法。

(7) 前記高周波エネルギーを前記送達することの前に、

前記高周波カートリッジを前記外科用器具に挿入することと、

前記高周波カートリッジを高周波生成器と連結することと、

を更に含む、実施態様1に記載の方法。

(8) 前記高周波カートリッジを前記外科用器具に挿入することは、前記高周波カートリッジを交換式道具組立体に挿入することを含む、実施態様7に記載の方法。

(9) 前記高周波カートリッジを前記外科用器具から取り外すことを更に含む、実施態様1に記載の方法。

(10) 第2の高周波カートリッジを前記外科用器具に挿入することを更に含む、実施態様9に記載の方法。

【0589】

(11) 第2の外科用ステープルカートリッジを前記外科用器具に挿入することを更に含む、実施態様9に記載の方法。

(12) 交換式道具組立体を利用する方法であって、

第1期間の間に、ステープルを送達して第1の組織を封止するために、前記交換式道具組立体に連結したステープルカートリッジを利用することと、

前記ステープルカートリッジを交換することと、

第2期間の間に、高周波エネルギーを送達して第2の組織を封止するために、前記交換式道具組立体に連結した高周波カートリッジを利用することと、

を含む、方法。

(13) 前記ステープルカートリッジを交換することは、

10

20

30

40

50

前記ステープルカートリッジを前記交換式道具組立体から切り離すことと、
前記高周波カートリッジを前記交換式道具組立体に連結することと、
を含む、実施態様 1 2 に記載の方法。

(14) 前記高周波カートリッジを前記交換式道具組立体に連結することは、前記高周波カートリッジを、前記交換式道具組立体のエンドエフェクタに連結することを含む、実施態様 1 3 に記載の方法。

(15) 前記ステープルカートリッジを前記利用することの前に、前記ステープルカートリッジを前記交換式道具組立体のエンドエフェクタに連結することを更に含む、実施態様 1 2 に記載の方法。

【0590】

(16) 前記高周波カートリッジを利用することの前に、
前記高周波カートリッジを前記交換式道具組立体に連結することと、
前記交換式道具組立体を高周波生成器に連結することと、
を更に含む、実施態様 1 2 に記載の方法。

(17) 第 2 のステープルカートリッジを前記交換式道具組立体に連結することを更に含む、実施態様 1 2 に記載の方法。

(18) 第 2 の高周波カートリッジを前記交換式道具組立体に連結することを更に含む、実施態様 1 2 に記載の方法。

(19) 第 1 の組織を、外科用器具の着脱可能なステープルカートリッジからのステープルで封止することと、

前記外科用器具を滅菌することと、
第 2 の組織を、前記外科用器具の着脱可能な高周波カートリッジにより送達された高周波エネルギーを用いて封止することと、
を含む、方法。

10

20

30

40

50

【凶面】

【図 1】

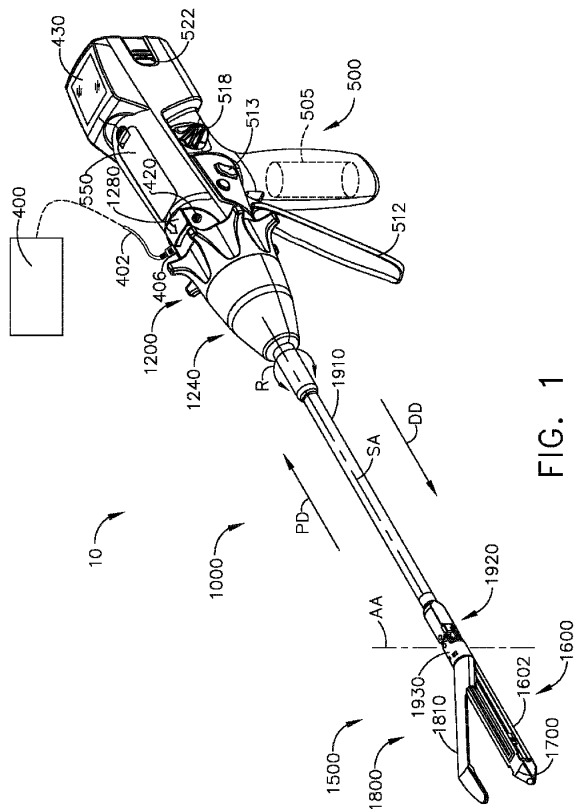


FIG. 1

【圖 2】

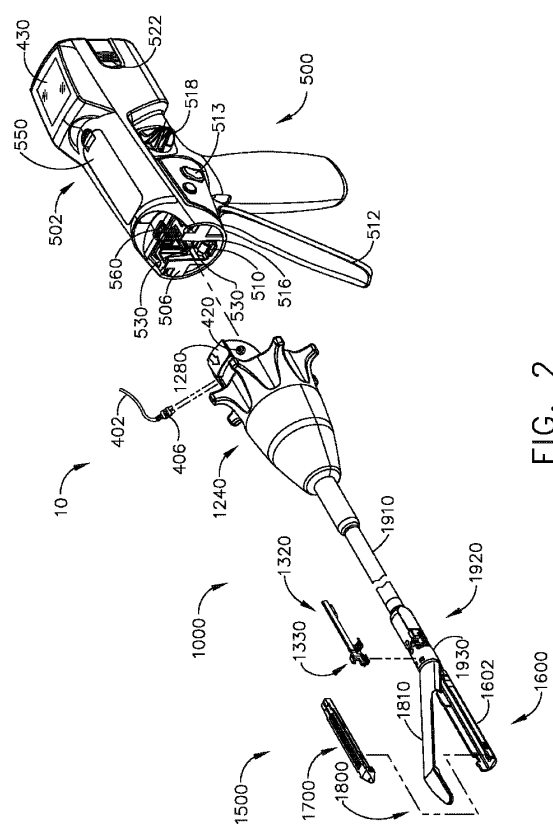
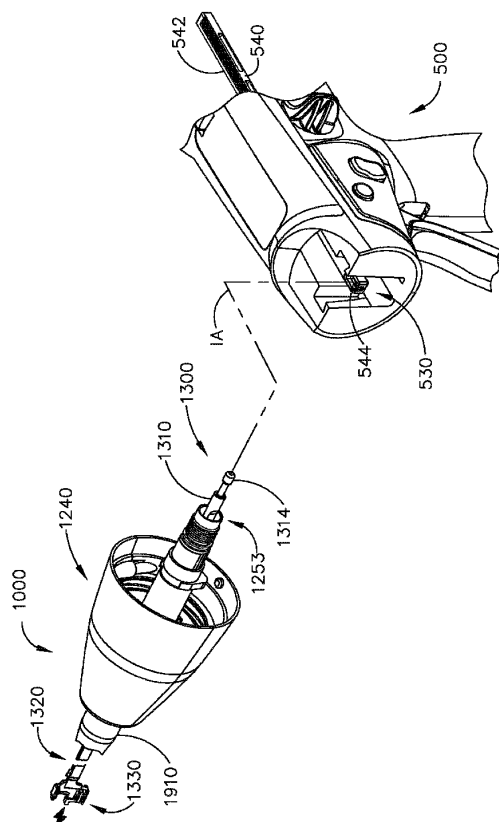


FIG. 2

【圖 3】



【図 4】

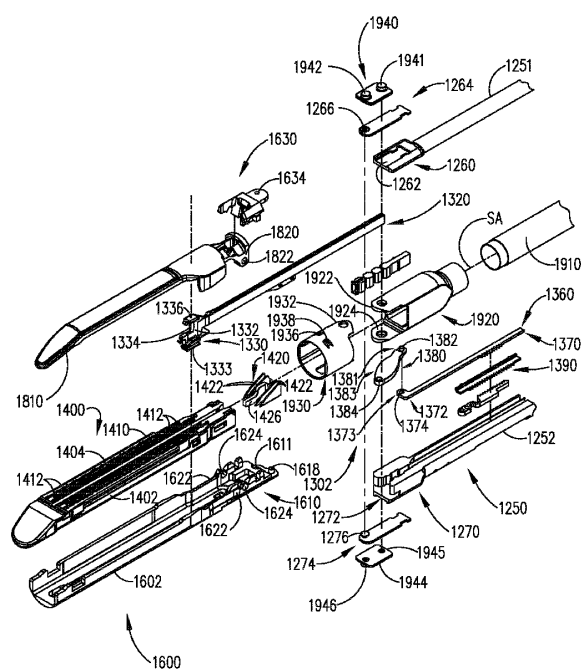


FIG. 4

【図 5】

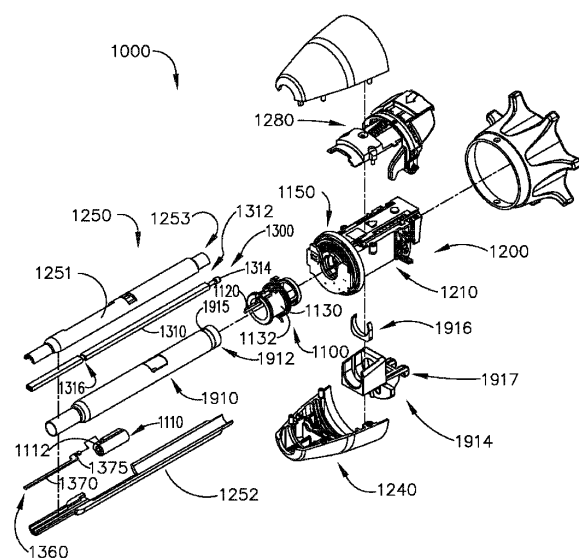


FIG. 5

【図 6】

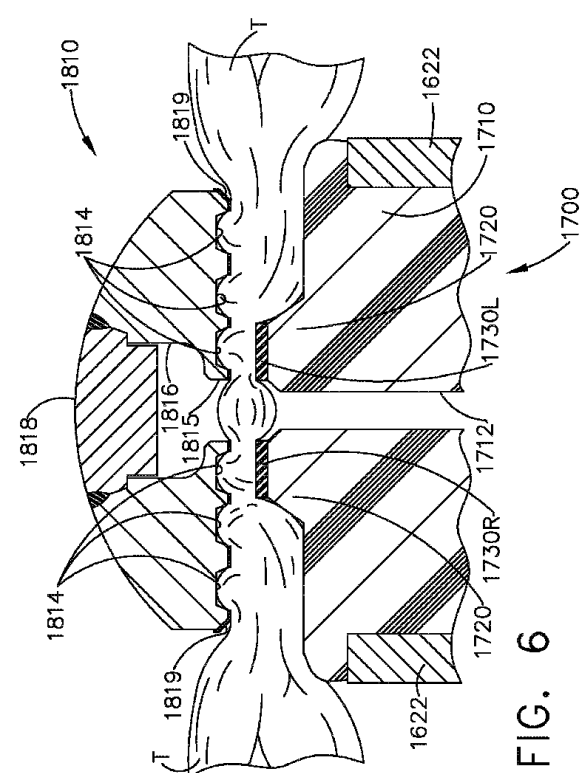


FIG. 6

【図 7】

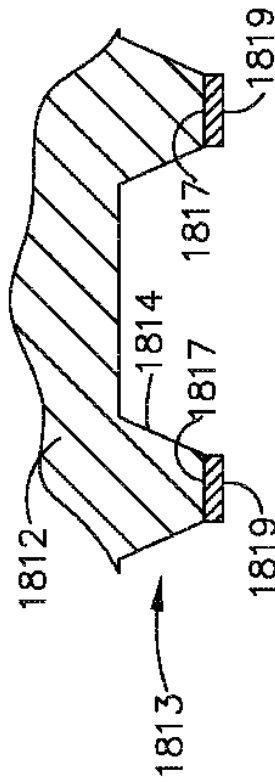


FIG. 7

【図 8】

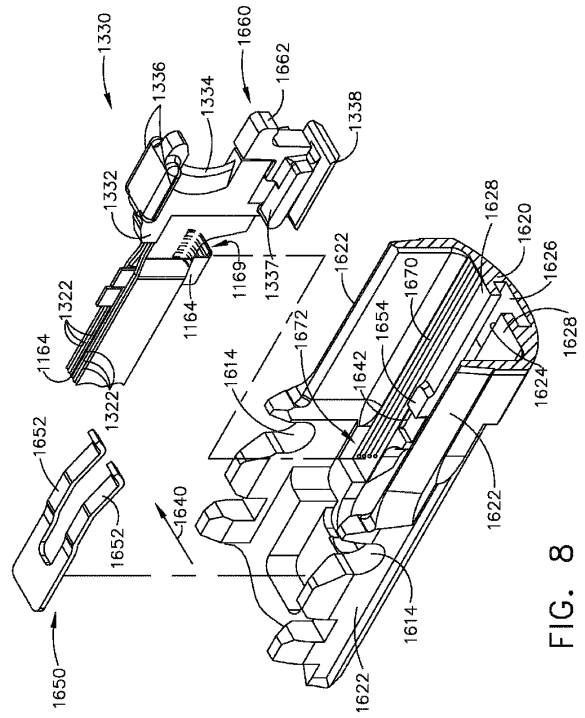


FIG. 8

【図 9】

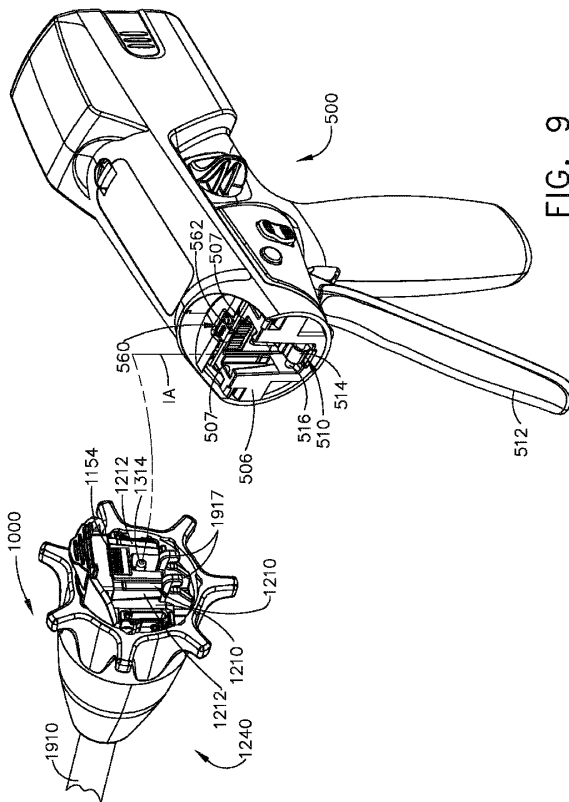


FIG. 9

【図 10】

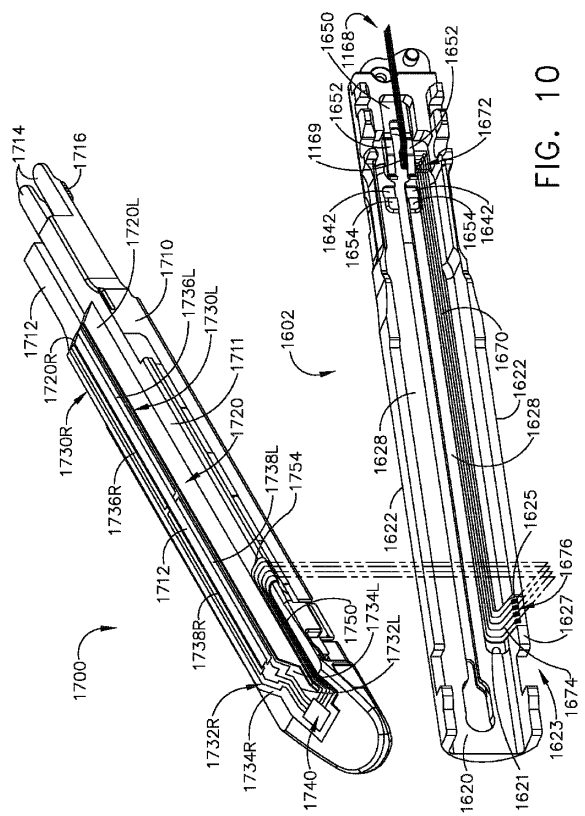


FIG. 10

10

20

30

40

50

【図 1 1】

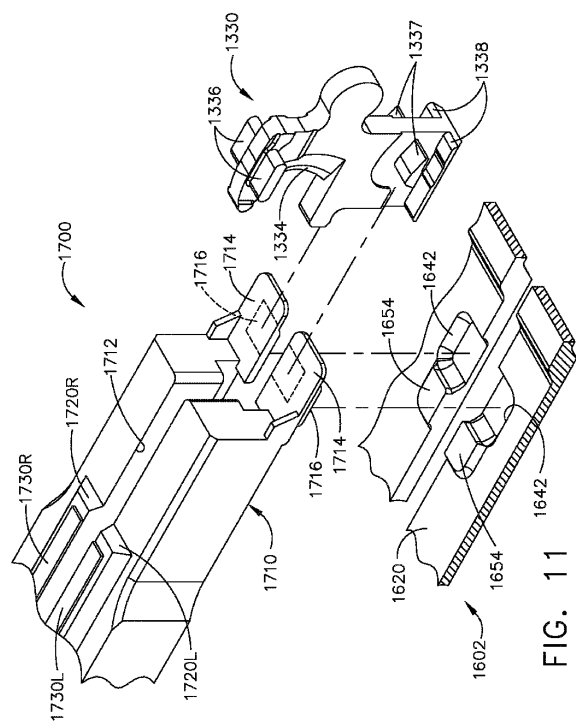


FIG. 11

【図 12】

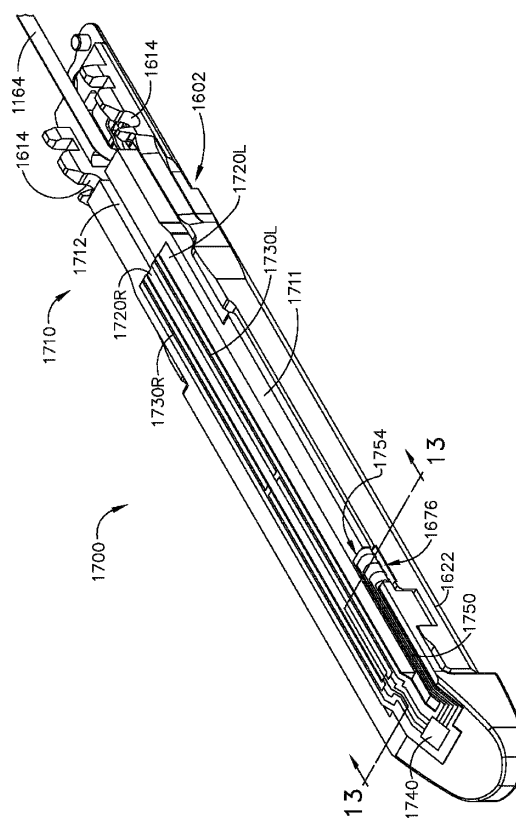


FIG. 12

【図 13】

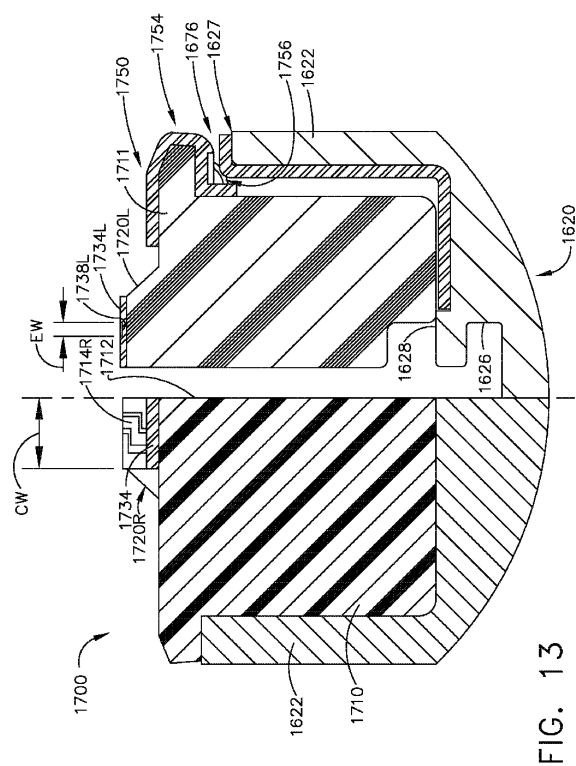


FIG. 13

【図 14】

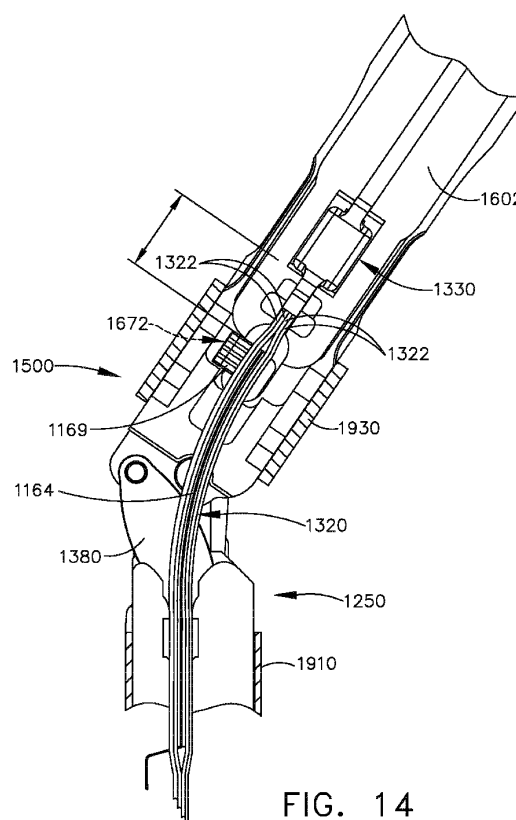


FIG. 14

【図 15】

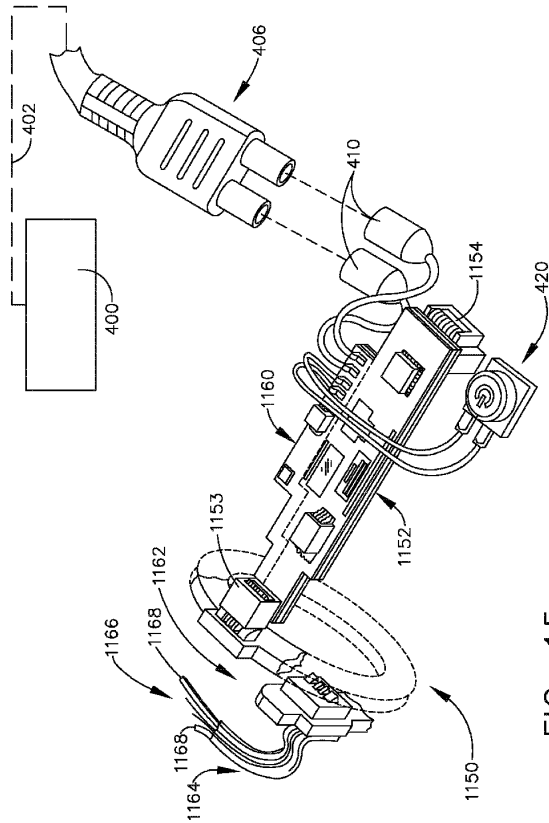
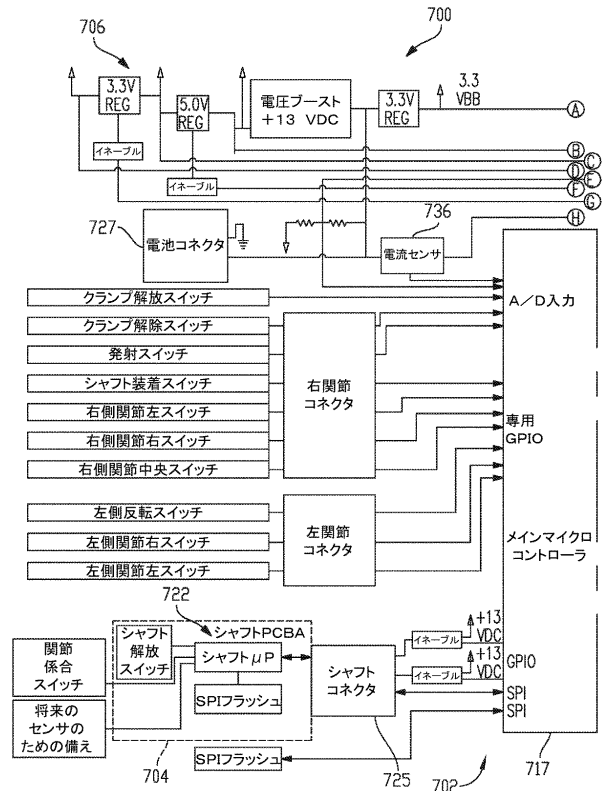


FIG. 15

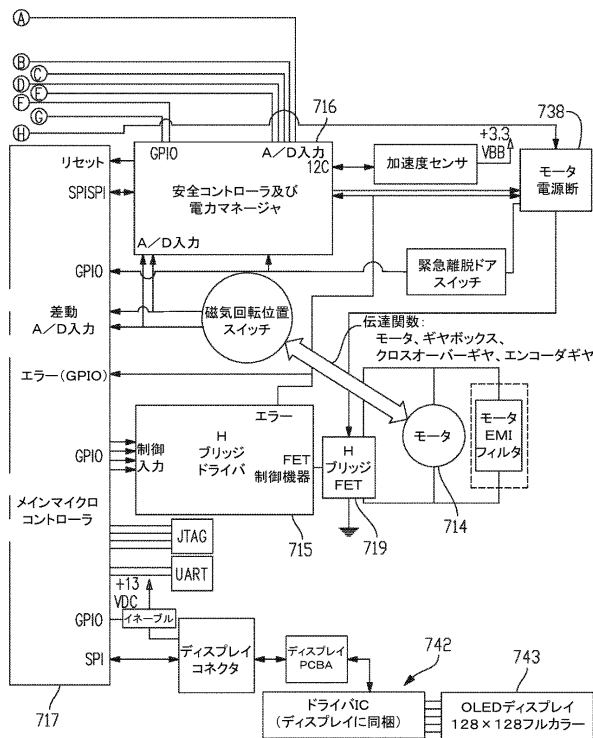
【図 16 A】



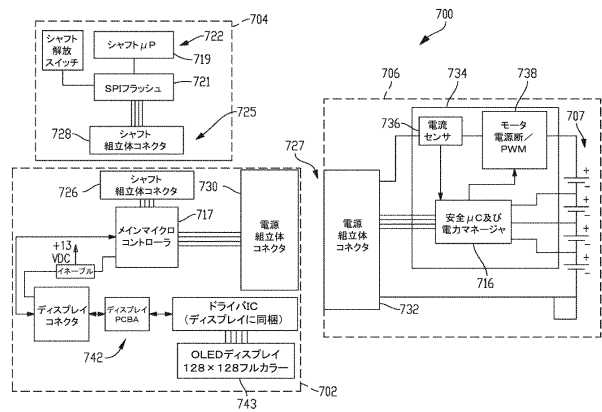
10

20

【図 16 B】



【図 17】

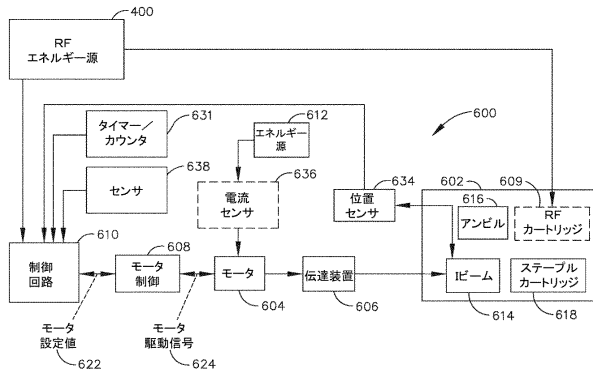


30

40

50

【図 18】



【図 19】

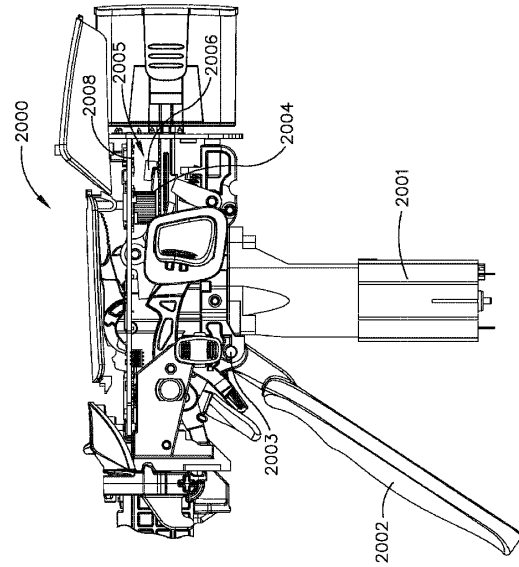


FIG. 19

10

【図 20】

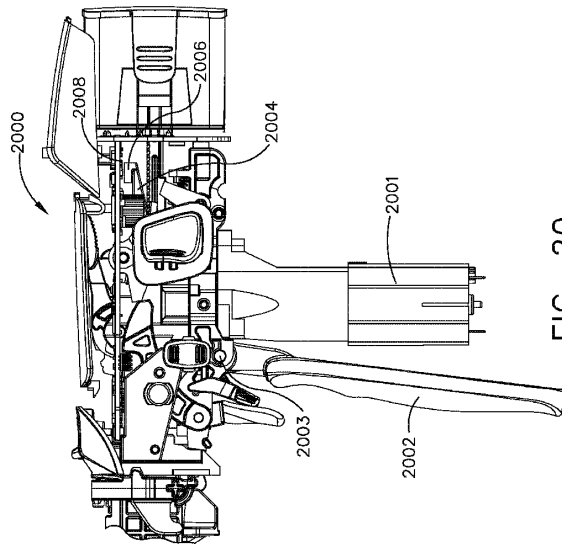


FIG. 20

【図 21】

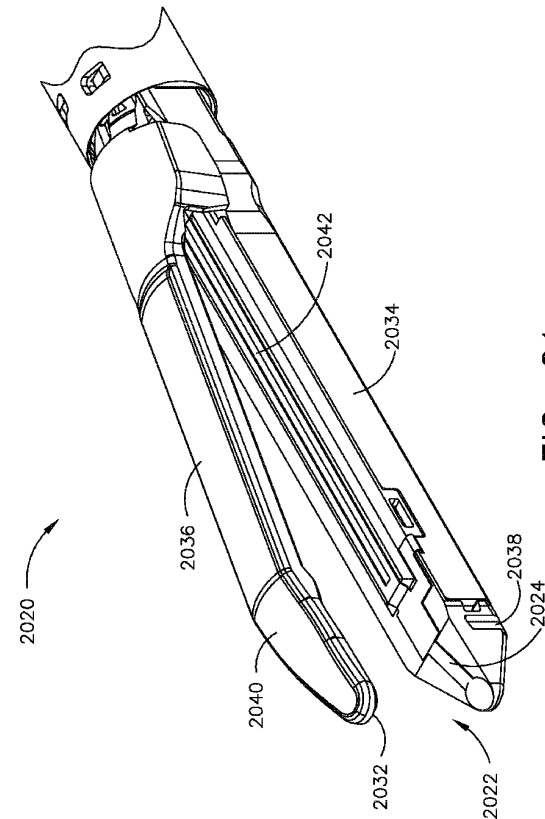


FIG. 21

20

30

40

50

【図 2 2】

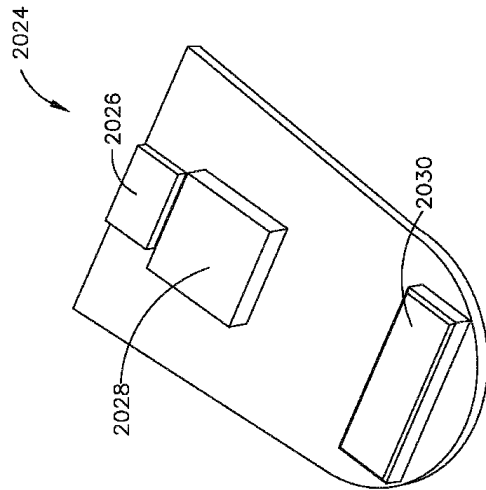


FIG. 22

【図 2 3】

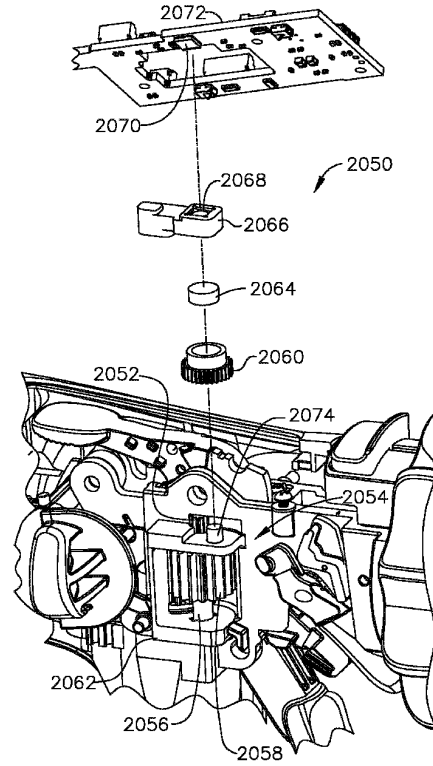
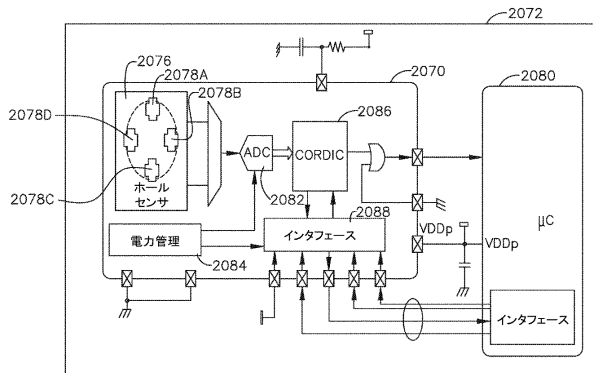
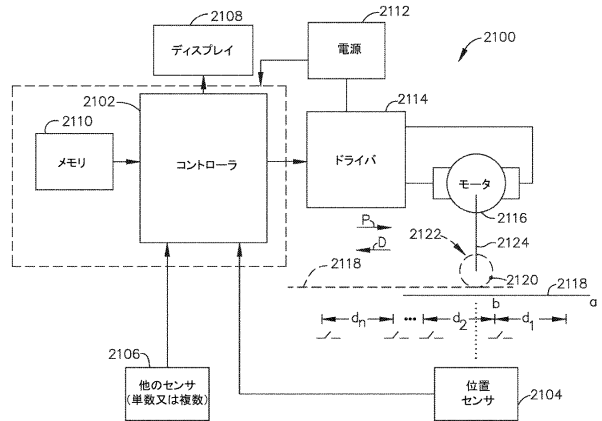


FIG. 23

【図 2 4】



【図 2 5】



10

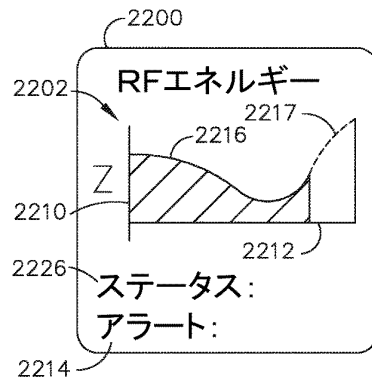
20

30

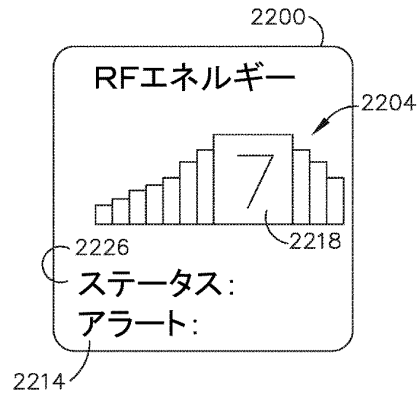
40

50

【図 26】

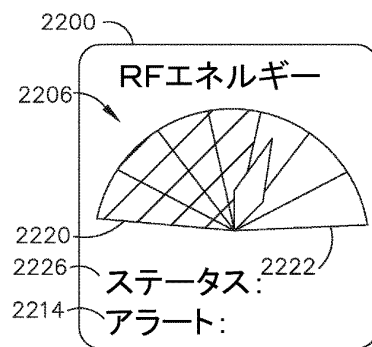


【図 27】

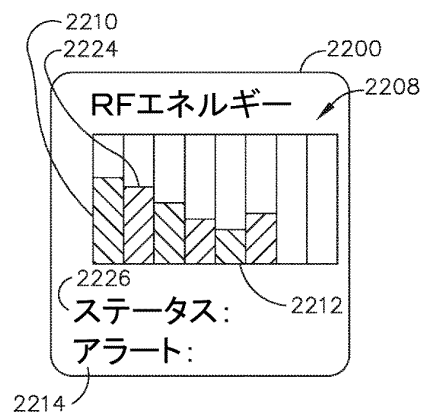


10

【図 28】



【図 29】



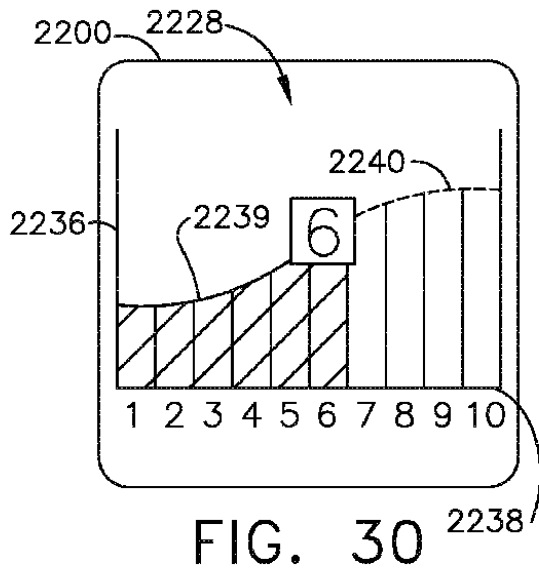
20

30

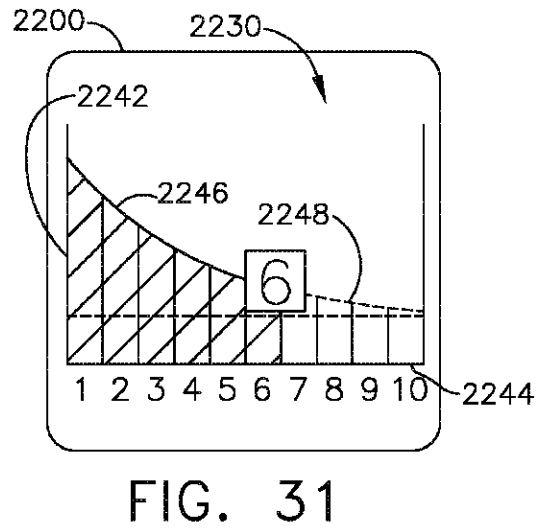
40

50

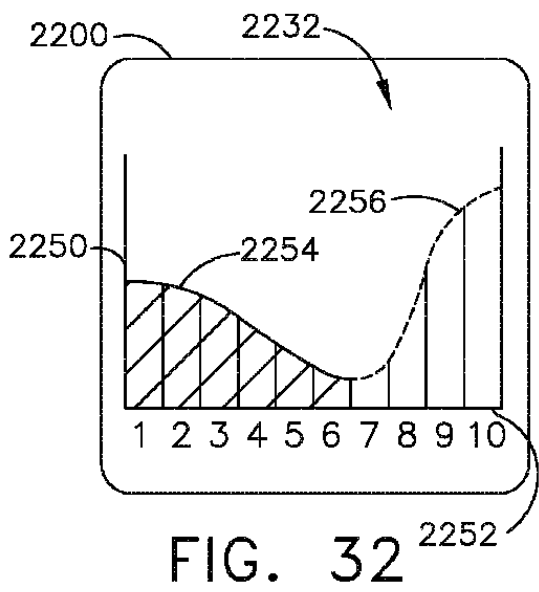
【図 30】



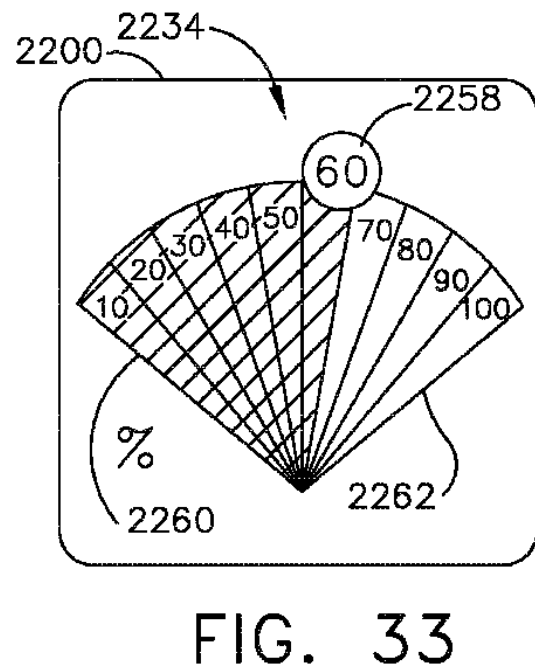
【図 31】



【図 32】



【図 33】



10

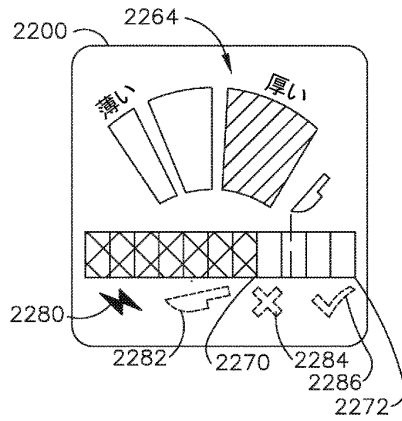
20

30

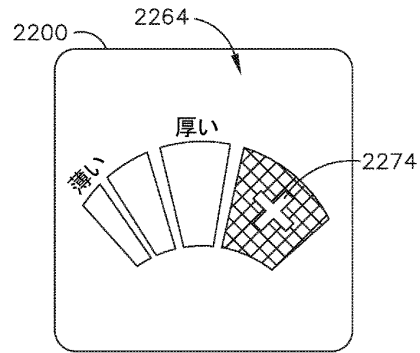
40

50

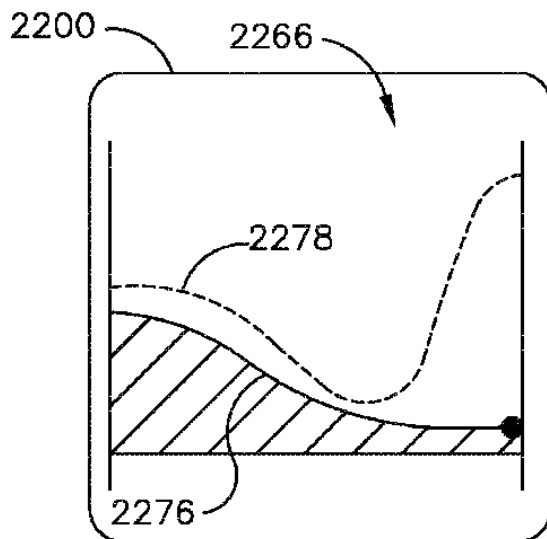
【図 3 4】



【図 3 5】



【図 3 6】



【図 3 7】

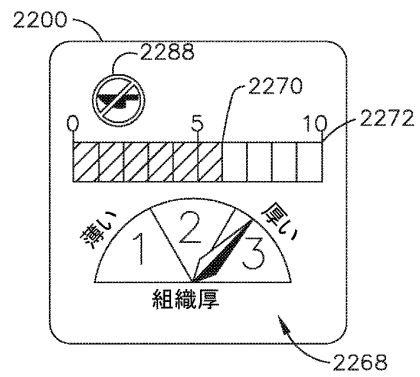


FIG. 36

10

20

30

40

50

【図 3 8】

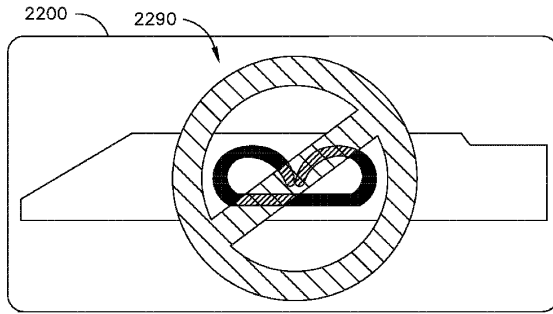


FIG. 38

【図 3 9】

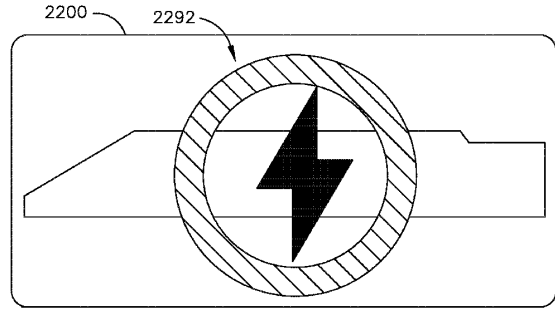


FIG. 39

【図 4 0】

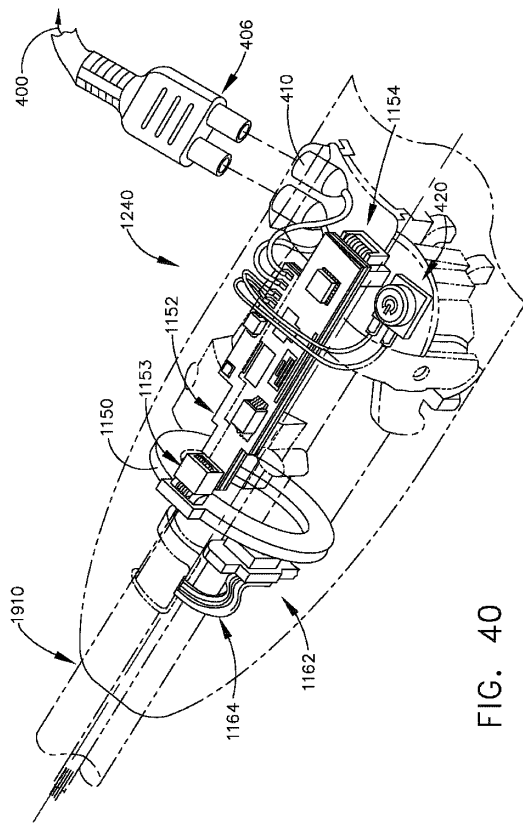
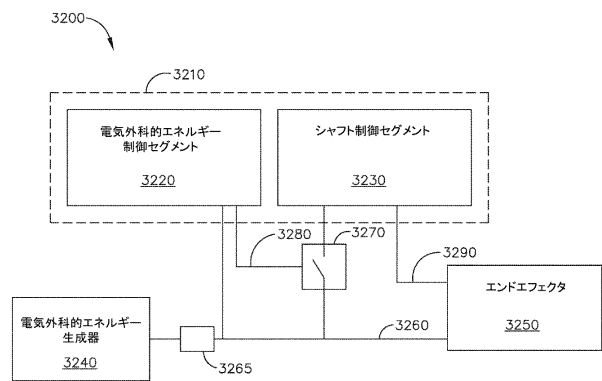


FIG. 40

【図 4 1】



10

20

30

40

50

【図 4 2】

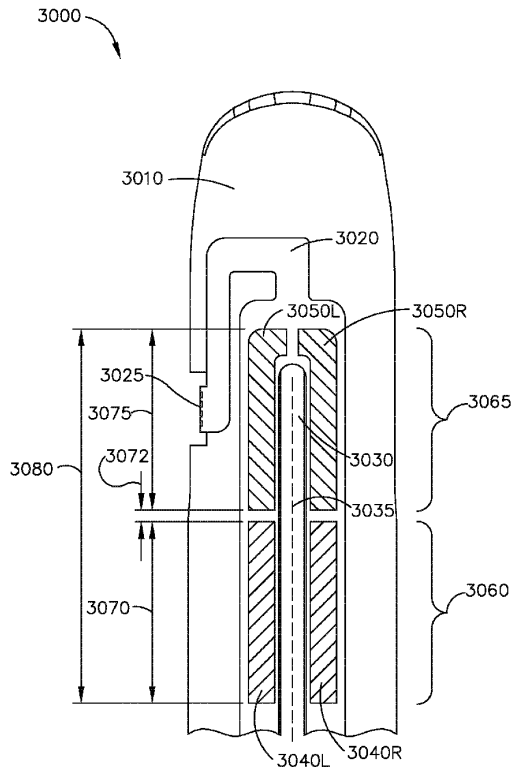
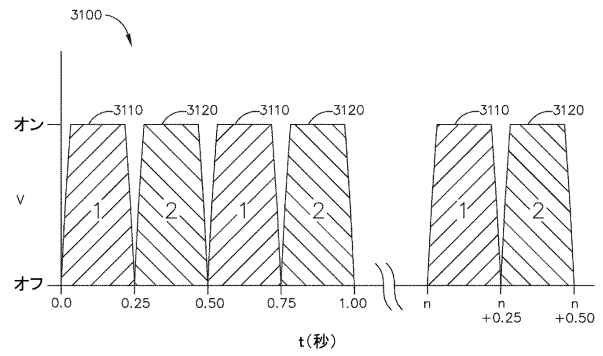


FIG. 42

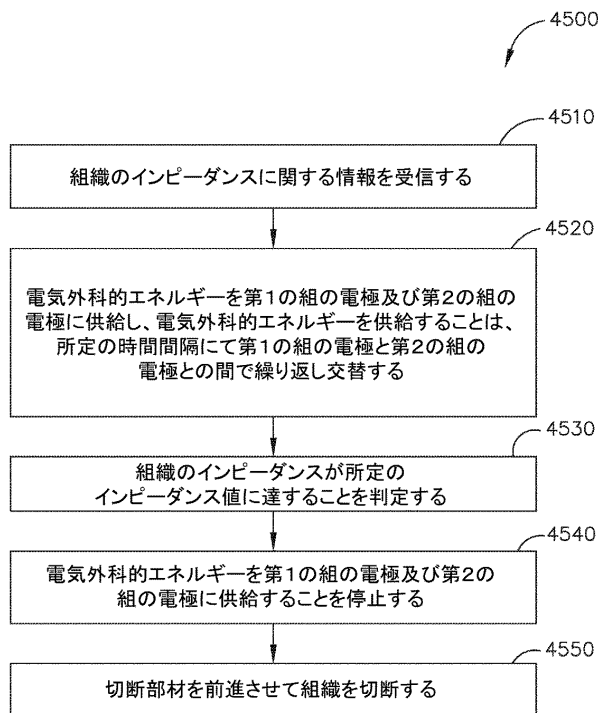
【図 4 3】



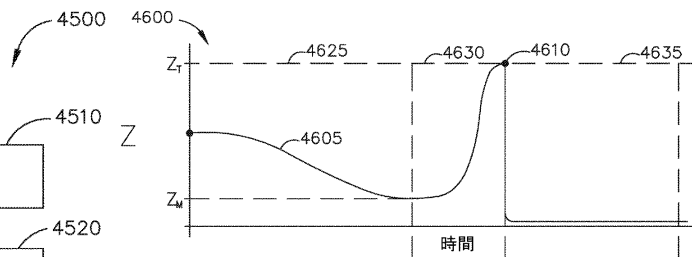
10

20

【図 4 4】



【図 4 5】

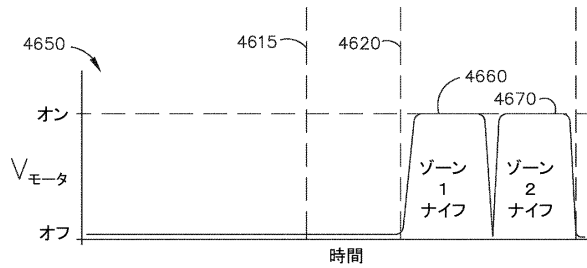


30

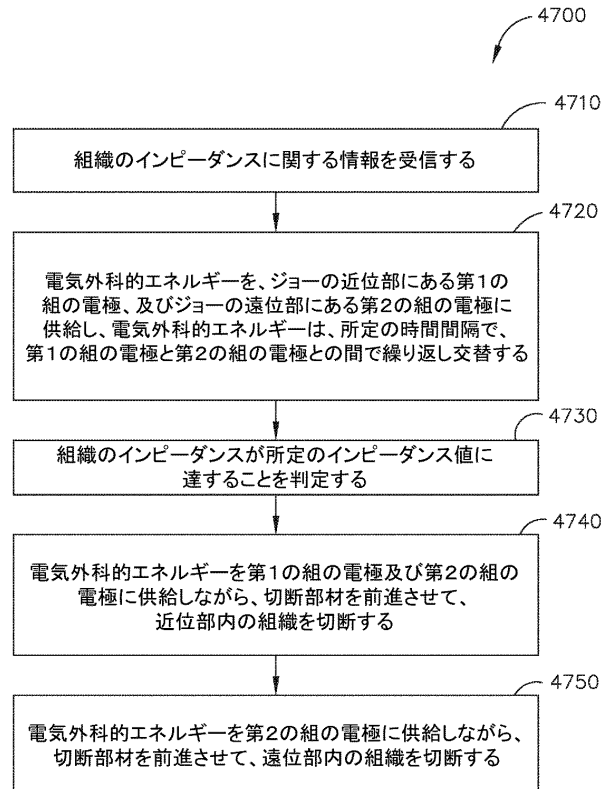
40

50

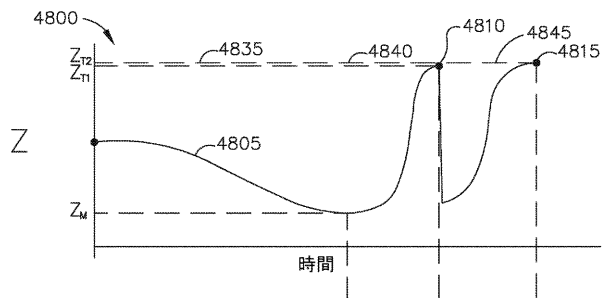
【図 4 6】



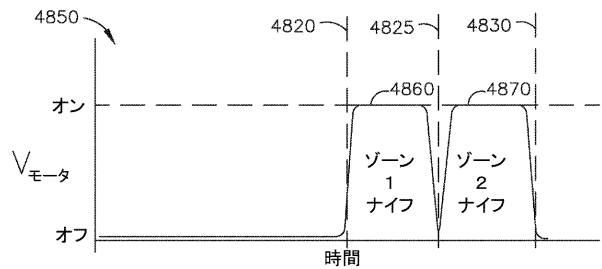
【図 4 7】



【図 4 8】



【図 4 9】



10

20

30

40

50

【図 50】

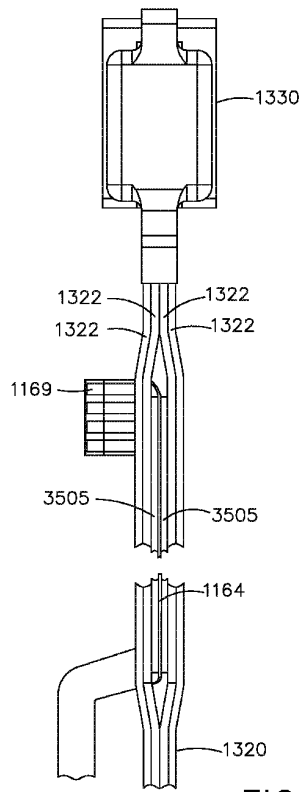


FIG. 50

【図 51 A】

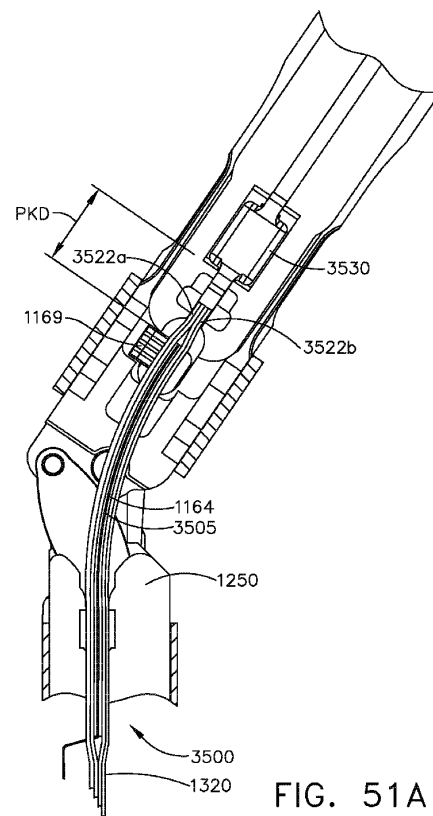


FIG. 51A

【図 51 B】

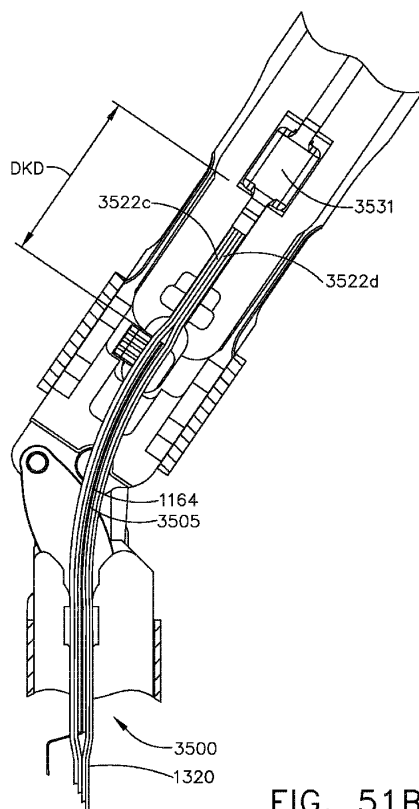


FIG. 51B

【図 52 A】

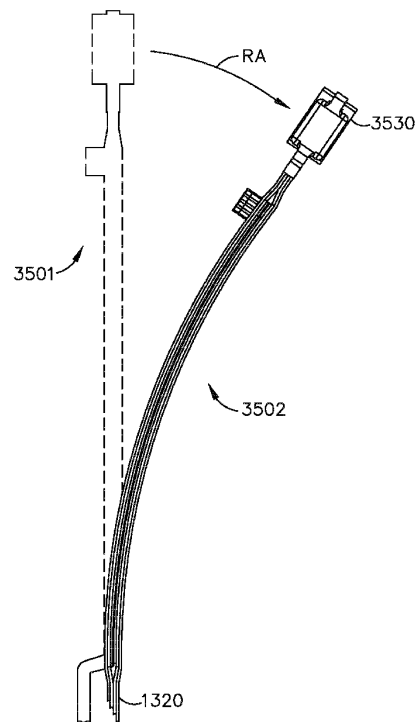


FIG. 52A

10

20

30

40

50

【図 5 2 B】

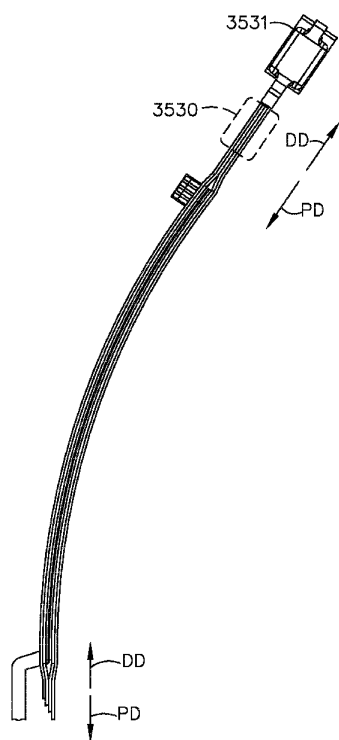


FIG. 52B

【図 5 3】

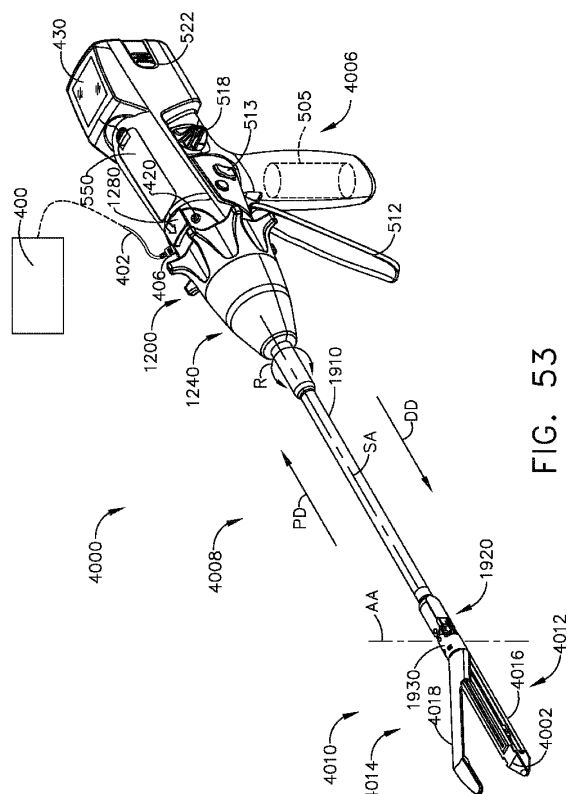


FIG. 53

【図 5 4】

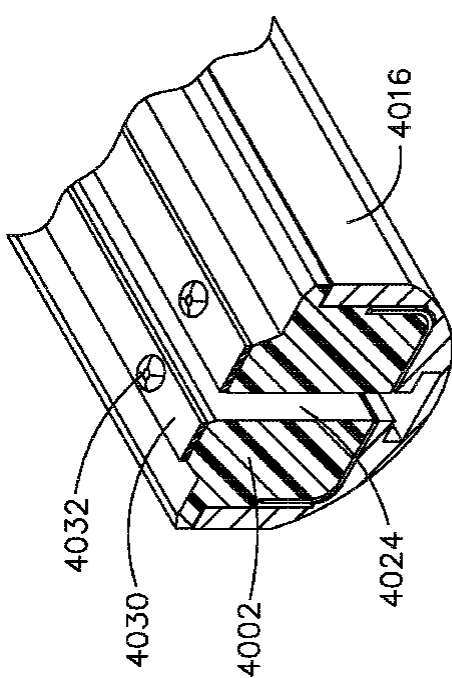


FIG. 54

【図 5 5】

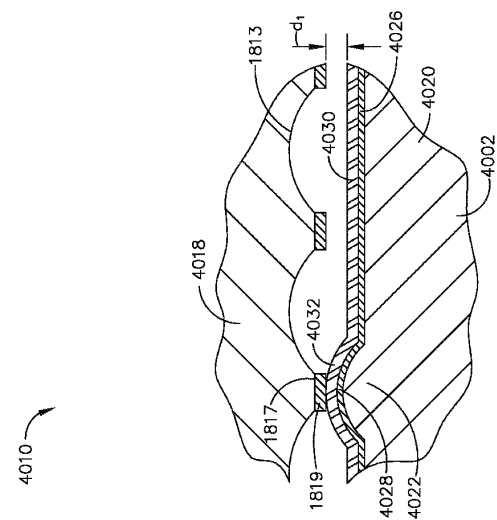


FIG. 55

【図 56】

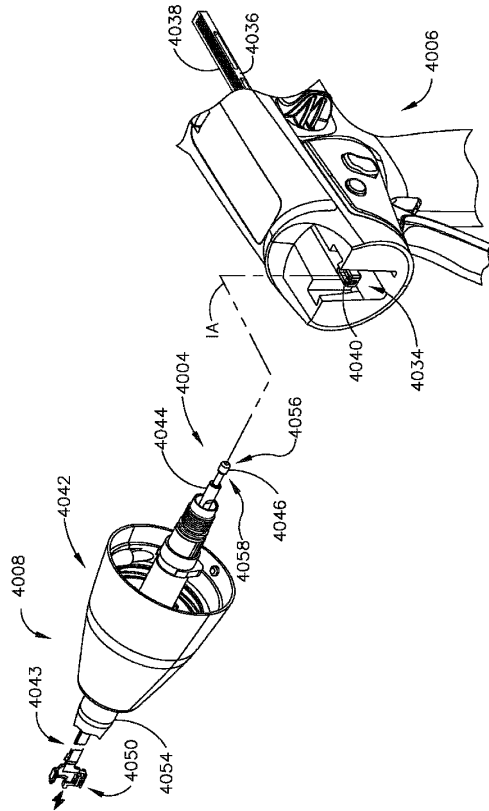


FIG. 56

【図 57】

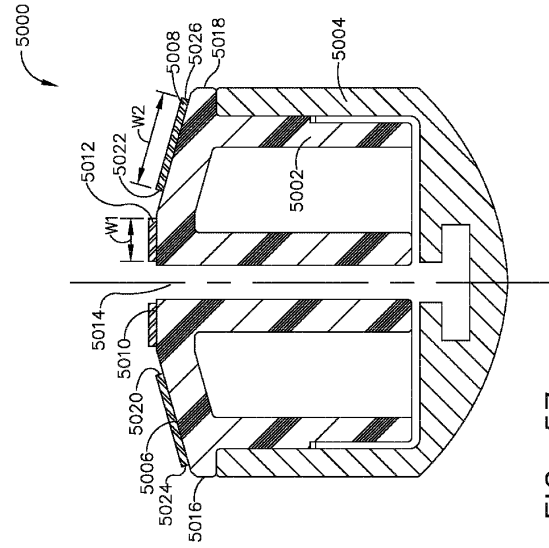


FIG. 57

【図 58 - 59】

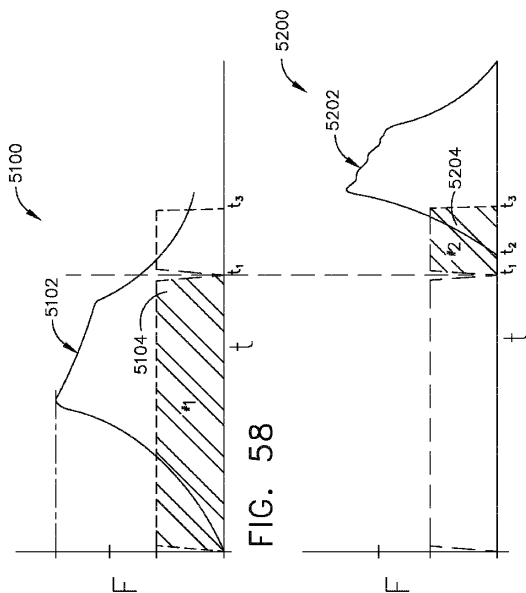
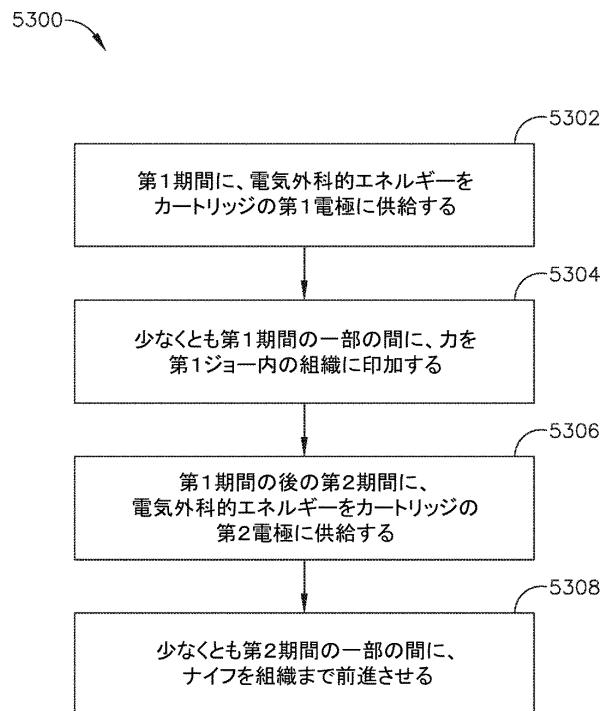


FIG. 58

FIG. 59

【図 60】



10

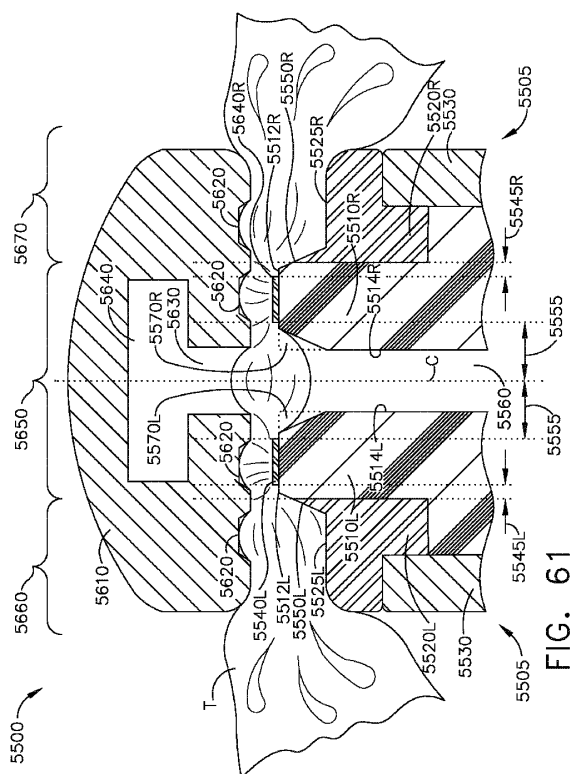
20

30

40

50

【図 6 1】



【圖 6 2】

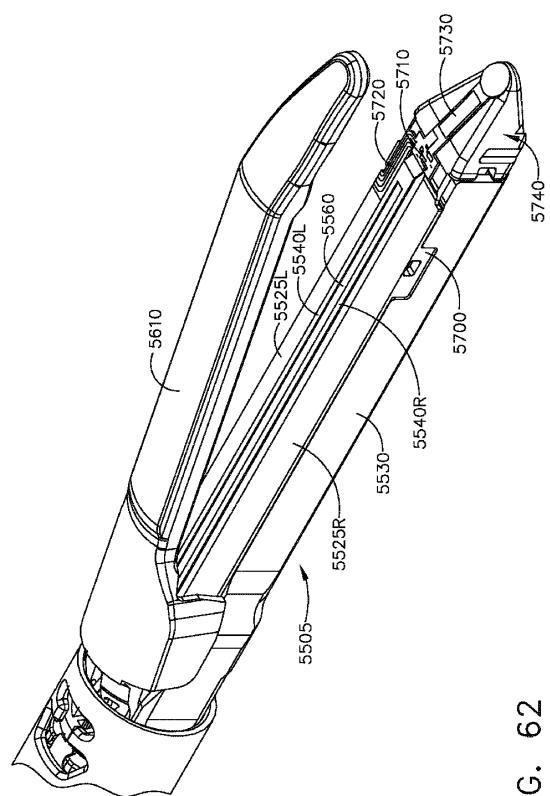


FIG. 62

【図 6 3 A】

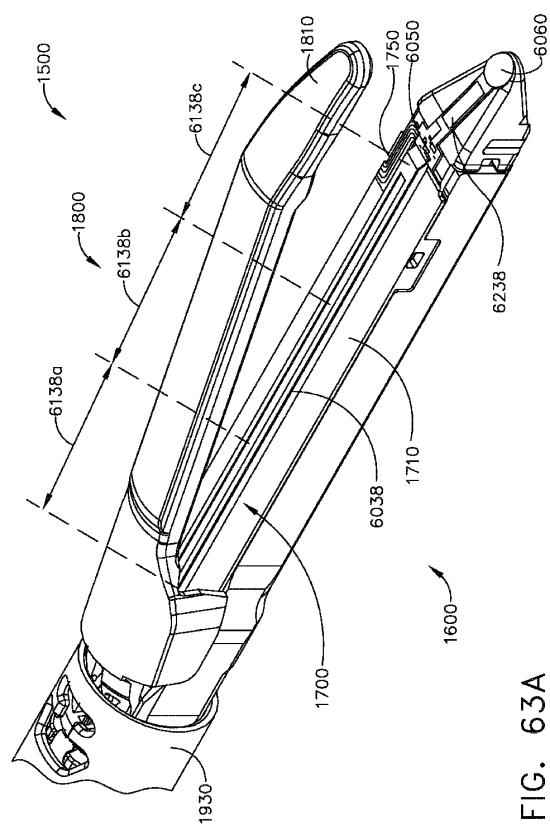


FIG. 63A

【図 6 3 B】

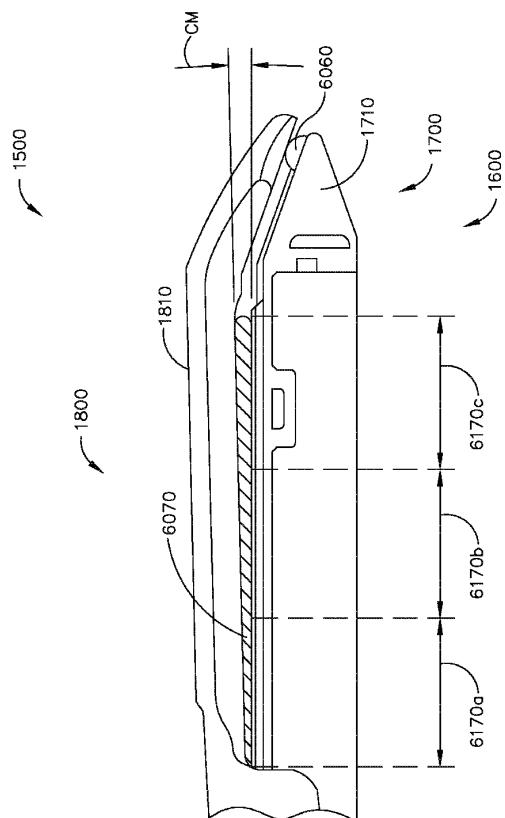


FIG. 63B

【図 6 4】

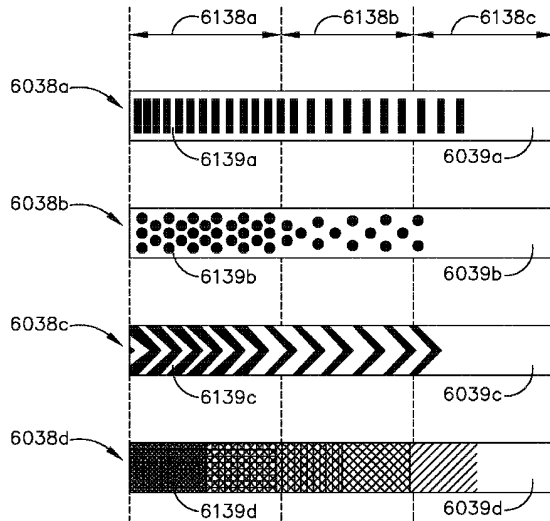


FIG. 64

【図 6 5】

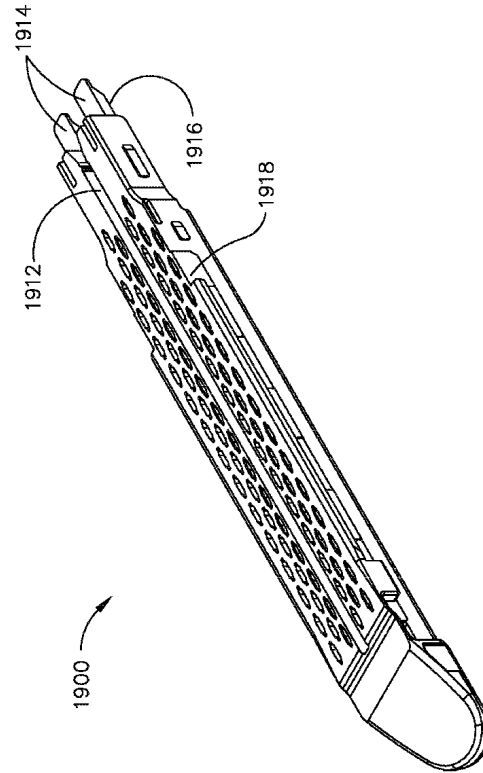
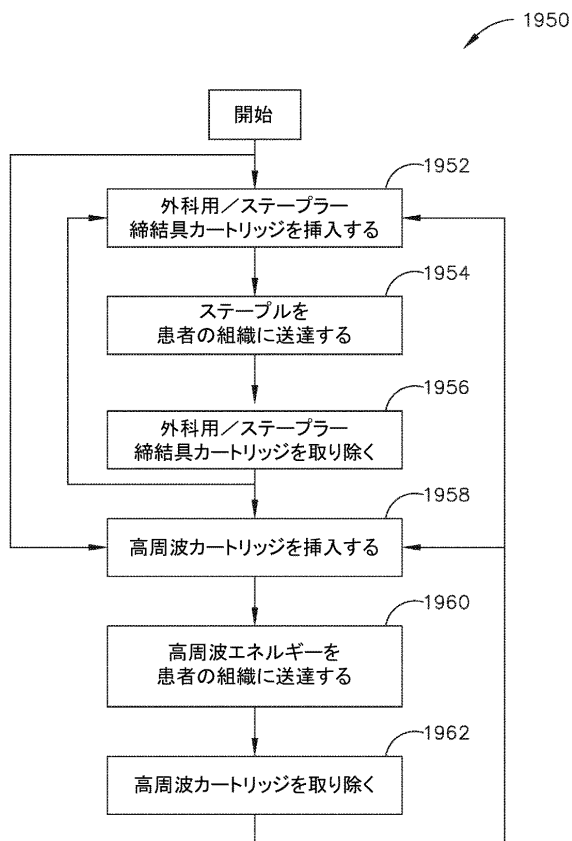


FIG. 65

【図 6 6】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 弁理士 加藤 公延
(74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文
(72)発明者 メサリー・ジェフリー・ディー
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
(72)発明者 イェイツ・デビッド・シー
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 ハリス・ジェイソン・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
(72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー
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
審査官 宮崎 敏長
(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 2 5 6 1 8 7 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 1 0 5 7 8 6 (U S , A 1)
特開 2 0 0 9 - 1 8 9 8 4 1 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 1 9 0 9 3 (J P , A)
(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 0 7 2
A 6 1 B 1 8 / 1 4