

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7143344号

(P7143344)

(45)発行日 令和4年9月28日(2022.9.28)

(24)登録日 令和4年9月16日(2022.9.16)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

A 6 1 B 17/072

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 18/14

請求項の数 16 (全42頁)

(21)出願番号 特願2019-572089(P2019-572089)

(86)(22)出願日 平成30年5月24日(2018.5.24)

(65)公表番号 特表2020-525182(P2020-525182
A)

(43)公表日 令和2年8月27日(2020.8.27)

(86)国際出願番号 PCT/IB2018/053707

(87)国際公開番号 WO2019/002977

(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5月17日(2021.5.17)

(31)優先権主張番号 15/636,150

(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)

(73)特許権者 517076008

エシコン エルエルシー

Ethicon LLC

アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治

連邦区、00969 グアイナボ、ロス

・フライレス・インダストリアル・パー

ク、ストリート・シー ナンバー475

、スイート 401

#475 Street C, Suite

401, Los Frailes In

dustrial Park, Guay

nabo, Puerto Rico 0

0969, United States

of America

(74)代理人 100088605

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 異なる期間に電気外科用エネルギーを異なる電極に印加するための外科用エンドエフェクタ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

外科用器具のためのエンドエフェクタであって、

第1のジョーと、

第2のジョーであって、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの少なくとも一方は、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、前記第1のジョーと前記第2のジョーとが互いに閉じた位置である第2の位置まで移動するように構成されており、前記第2のジョーが、

細長いチャンネルと、

前記細長いチャンネルに取り外し可能に連結されたカートリッジであって、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極と、を備え、前記第2の位置において、前記第1の電極と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極と前記第1のジョーとの間の距離よりも大きく、

前記第1の電極は、前記第1及び第2のジョーが前記第1の位置から前記第2の位置まで移動しているとき、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極は、前記第2の位置において前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、カートリッジと、を備える、第2のジョーと、を備え、

前記カートリッジが、長手方向に対して垂直な横方向における中央に位置する細長いス

ロットを更に備え、

前記第 2 の電極が、前記横方向において、前記細長いスロットに隣接して配置されており、前記第 1 の電極は、前記第 2 の電極から離間して配置されており、前記横方向において、前記第 2 の電極の外側に位置し、前記横方向における前記カートリッジの外側縁部に隣接して配置されており、前記横方向における前記第 1 の電極の幅が、前記横方向における前記第 2 の電極の幅よりも大きく、

前記第 1 の電極は、前記横方向における前記第 1 の電極の内側縁部から外側縁部まで、下方に傾斜して配置されており、

前記第 1 の電極による前記組織への電気外科用エネルギーの印加が終了した際に、前記第 2 の電極による前記組織への電気外科用エネルギーの印加が開始されるようになっており、

前記第 2 の電極が前記組織に電気外科用エネルギーを印加している際に、前記組織を切断するナイフが前記細長いスロット内を移動し始めるようになっている、エンドエフェクタ。

【請求項 2】

前記第 1 の電極が、前記細長いスロットによって分離された第 1 の電極セグメント及び第 2 の電極セグメントを備え、

前記第 2 の電極が、前記細長いスロットによって分離された第 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、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 3】

前記横方向における前記第 1 及び第 2 の電極セグメントの幅が、前記横方向における前記第 3 及び第 4 の電極セグメントの幅よりも大きい、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記第 3 及び第 4 の電極セグメントが、前記横方向において、前記第 1 の電極セグメントと前記第 2 の電極セグメントとの間に位置している、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 5】

前記第 2 の位置において、前記横方向における前記第 1 の電極セグメントの内側縁部と前記第 1 のジョーとの間の距離が、前記横方向における前記第 1 の電極セグメントの外側縁部と前記第 1 のジョーとの間の距離よりも小さく、前記横方向における前記第 2 の電極セグメントの内側縁部と前記第 1 のジョーとの間の距離が、前記横方向における前記第 2 の電極セグメントの外側縁部と前記第 1 のジョーとの間の距離よりも小さい、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 6】

前記第 1 の電極が、第 1 の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第 2 の電極が、前記第 1 の期間の後の第 2 の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 のジョーが、前記第 1 の期間の少なくとも一部の間に前記組織に力を印加するように構成されており、前記ナイフは、前記第 2 の期間の少なくとも一部の間に前記組織に前進するように構成されている、請求項 6 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 8】

前記ナイフが、前記第 2 の期間の開始後に前進を開始するように構成されている、請求項 7 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 9】

前記電気外科用エネルギーが、無線周波数（RF）エネルギーを含む、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

外科用器具のためのエンドエフェクタにおいて使用するためのカートリッジであって、前記外科用器具が、第1のジョーと第2のジョーとを備え、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの少なくとも一方は、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、前記第1のジョーと前記第2のジョーとが互いに閉じた位置である第2の位置まで移動するように構成されており、前記カートリッジが、前記第2のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結されるように構成されており、前記カートリッジが、

組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、

前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極であって、前記第2の位置において、前記第1の電極と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極と前記第1のジョーとの間の距離よりも大きい、第2の電極と、を備え、

前記第1の電極は、前記第1及び第2のジョーが前記第1の位置から前記第2の位置まで移動しているとき、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極は、前記第2の位置において前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記カートリッジが、長手方向に対して垂直な横方向における中央に位置する細長いスロットを更に備え、

前記第2の電極が、前記横方向において、前記細長いスロットに隣接して配置されており、前記第1の電極は、前記第2の電極から離間して配置されており、前記横方向において、前記第2の電極の外側に位置し、前記横方向における前記カートリッジの外側縁部に隣接して配置されており、前記横方向における前記第1の電極の幅が、前記横方向における前記第2の電極の幅よりも大きく、

前記第1の電極は、前記横方向における前記第1の電極の内側縁部から外側縁部まで、下方に傾斜して配置されており、

前記第1の電極による前記組織への電気外科用エネルギーの印加が終了した際に、前記第2の電極による前記組織への電気外科用エネルギーの印加が開始されるようになっており、

前記第2の電極が前記組織に電気外科用エネルギーを印加している際に、前記組織を切断するナイフが前記細長いスロット内を移動し始めるようになっている、カートリッジ。

【請求項 11】

前記第1の電極が、前記細長いスロットによって分離された第1の電極セグメント及び第2の電極セグメントを備え、

前記第2の電極が、前記細長いスロットによって分離された第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、請求項10に記載のカートリッジ。

【請求項 12】

前記横方向における前記第1及び第2の電極セグメントの幅が、前記横方向における前記第3及び第4の電極セグメントの第2の幅よりも大きい、請求項11に記載のカートリッジ。

【請求項 13】

前記第3及び第4の電極セグメントが、前記横方向において、前記第1の電極セグメントと前記第2の電極セグメントとの間に位置している、請求項11に記載のカートリッジ。

【請求項 14】

前記第2の位置において、前記横方向における前記第1の電極セグメントの内側縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記横方向における前記第1の電極セグメントの外側縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さく、

前記横方向における前記第2の電極セグメントの内側縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記横方向における前記第2の電極セグメントの外側縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さい、請求項11に記載のカートリッジ。

【請求項 15】

前記第1の電極が、第1の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極が、前記第1の期間の後の第2の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、請求項10に記載のカートリッジ。

【請求項 16】

前記電気外科用エネルギーが、無線周波数（RF）エネルギーを含む、請求項10に記載のカートリッジ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本開示は、電気外科用装置に関し、様々な態様では、圧縮ジョー構成要素に関し、この圧縮ジョー構成要素は、これと圧縮された組織に電気エネルギーを伝導するように設計されている。

【背景技術】

【0002】

いくつかの態様では、電気外科用装置は、組織内及び／又は組織間に止血シールを誘導するように構成されてもよい。止血シールは、組織に印加された圧縮力と組織への電気エネルギーの印加との組み合わせによって作成され得る。電気外科用装置のいくつかの態様では、圧縮力は、ジョーアセンブリ間の組織の圧縮によって供給され得る。付加的に、電気エネルギーは、ジョーアセンブリのいくつかの構成要素内又はその上に配設された1つ又は2つ以上の電極によって供給されてもよい。止血シールをもたらすのに十分な電気エネルギーの量は、シールされる組織の厚さ、密度、及び／又は質に部分的に依存し得る。

20

【0003】

組織への過剰な電気エネルギーの印加は、組織の火傷又は瘢痕をもたらし得ることが理解され得る。しかしながら、組織への不十分な電気エネルギーの印加は、効果のない止血シールをもたらし得る。したがって、電気外科用装置のユーザは、組織の厚さ、密度、及び質に基づいて、装置のジョーアセンブリ間で圧縮された組織に送達される電気エネルギーの量を調節することを必要とし得る。ジョーアセンブリ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、単純な制御を使用して、組織に送達される電気エネルギーの量を調整してもよい。しかしながら、止血シールのためのいくつかの組織は、それらの厚さ、密度、及び／又は質のうちのいずれか1つ又は2つ以上において不均質であることが認識され得る。結果として、ジョーアセンブリ間で圧縮された組織に送達される電気エネルギーの量の単一の制御は、火傷部分及び組織の不十分なシール部分をもたらし得る。したがって、ジョーアセンブリ間で圧縮された組織片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ことが望ましい。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

一態様では、外科用器具のためのエンドエフェクタが提供される。エンドエフェクタは、第1ジョーと第2ジョーとを備え、第1のジョー及び第2のジョーのうちの少なくとも一方は、第1のジョー及び第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、第1のジョーと第2の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のジョーは、細長いチャネルと、細長いチャネルに取り外し可能に連結されたカートリッジと、備え、そのカートリッジは、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極と、を備え、第2の位置において、第1の電極と第1のジョーとの間の距離は、第2の電極と第1のジョーとの間の距離よりも大きい。第1の電極は、第1及び第2のジョーが第1の位置から第2の位置まで移動しているとき、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、第2の電極は、第2の位置

40

50

において組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている。

【0005】

別の態様では、外科用器具のためのエンドエフェクタにおいて使用するためのカートリッジが提供される。外科用器具は、第1のジョーと第2のジョーとを備え、第1のジョー及び第2のジョーのうちの少なくとも一方は、第1のジョー及び第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、第1のジョーと第2の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のジョーの細長いチャンネルに取り外し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、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極であって、第2の位置において、第1の電極と第1のジョーとの間の距離は、第2の電極と第1のジョーとの間の距離よりも大きい、第2の電極と、を備える。第1の電極は、第1及び第2のジョーが第1の位置から第2の位置まで移動しているとき、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、第2の電極は、第2の位置において組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている。

10

【0006】

別の態様において、方法が提供される。方法は、第1及び第2のジョーが第1の位置から第2の位置まで移動しているとき、第1の期間において、カートリッジの第1の電極に電気外科用エネルギーを供給することとであって、カートリッジは、外科用器具のエンドエフェクタの第1のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結可能である、供給することと、第1及び第2のジョーが第1の期間後に第2の位置にあるとき、第2の期間において、カートリッジの第2の電極に電気外科用エネルギーを供給することと、を含む。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

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。しかしながら、これらの態様は、構成及び操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い理解を得ることができる。

【図1】本開示の一態様による、従来の外科用ステープル／締結具カートリッジ及び無線周波数（radio frequency、RF）カートリッジに関連して使用されるように構成された交換式外科用ツールアセンブリに連結されたハンドルアセンブリを含む、外科用システムの斜視図である。

30

【図2】本開示の一態様による、図1の外科用システムの分解斜視組立図である。

【図3】本開示の一態様による、図1及び図2のハンドルアセンブリ及び交換式外科用ツールアセンブリの部分の別の分解斜視組立図である。

【図4】本開示の一態様による、図1～図3の交換式外科用ツールアセンブリの近位部分の分解組立図である。

【図5】本開示の一態様による、図1～図5の交換式外科用ツールアセンブリの遠位部分の別の分解組立図である。

【図6】本開示の一態様による、RFカートリッジを内部に支持し、カートリッジとアンビルとの間に組織がクランプされた状態にある、図1～図5に示されたエンドエフェクタの部分断面図である。

40

【図7】本開示の一態様による、図6のアンビルの部分断面図である。

【図8】本開示の一態様による、図1～図5の交換式外科用ツールアセンブリの一部分の別の分解組立図である。

【図9】本開示の一態様による、図1及び2図の交換式外科用ツールアセンブリ及びハンドルアセンブリの別の分解組立図である。

【図10】本開示の一態様による、図1～図5の交換式外科用ツールアセンブリのRFカートリッジ及び細長いチャンネルの斜視図である。

【図11】本開示の一態様による、ナイフ部材の態様を有する、図10のRFカートリッジ及び細長いチャンネルの部分の部分斜視図である。

50

【図１２】本開示の一態様による、図１０の細長いチャネル内に設置され、可撓性シャフト回路構成の一部分を示すＲＦカートリッジの別の斜視図である。

【図１３】本開示の一態様による、図１２の線１３－１３に沿って取られた、図１２のＲＦカートリッジ及び細長いチャネルの断面端面図である。

【図１４】本開示の一態様による、関節運動位置にあるエンドエフェクタを有する、図１及び図５の交換式外科用ツールアセンブリの一部分の上面断面図である。

【図１５】本開示の一態様による、搭載回路基板配列及びＲＦ発生器のプラス構成の斜視図である。

【図１６Ａ】本開示の一態様による、２枚の図面に及ぶ図１の外科用器具の制御回路のブロック図である。

10

【図１６Ｂ】本開示の一態様による、２枚の図面に及ぶ図１の外科用器具の制御回路のブロック図である。

【図１７】本開示の一態様による、ハンドルアセンブリ、電源アセンブリ、及びハンドルアセンブリと交換式シャフトアセンブリとの間のインターフェースを示す、図１の外科用器具の制御回路のブロック図である。

【図１８】本開示の一態様による、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】本開示のいくつかの態様による、細長いチャネルによって支持された電気外科用カートリッジを備えるジョー部材の断面図である。

【図２０】本開示のいくつかの態様による、第１の電極の動作を示す図である。

20

【図２１】本開示のいくつかの態様による、第２の電極の動作を示す図である。

【図２２】本開示の一態様による、治療用電気外科用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。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

本出願の出願人は、本出願と同時に申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、参照によってそれらの全体が本明細書に組み込まれる。

発明者 Jeffrey D. Messerly らによる、「SURGICAL SYSTEM COUPLABLE WITH STAPLE CARTRIDGE AND RADIO FREQUENCY CARTRIDGE, AND METHOD OF USING SAME」と題する、２０１７年６月２８日出願の代理人整理番号 END 8184 USN P / 170063。

30

【０００９】

発明者 Jeffrey D. Messerly らによる、「SYSTEMS AND METHODS OF DISPLAYING SURGICAL INSTRUMENT STATUS」と題する、２０１７年６月２８日出願の代理人整理番号 END 8183 USNP / 170064。

【００１０】

発明者 Jeffrey D. Messerly らによる、「SHAFT MODULE CIRCUITRY ARRANGEMENTS」と題する、２０１７年６月２８日出願の代理人整理番号 END 8190 USNP / 170065。

40

【００１１】

発明者 Jeffrey D. Messerly らによる、「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS FOR INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS」と題する、２０１７年６月２８日出願の代理人整理番号 END 8189 USNP / 170066。

【００１２】

発明者 Jeffrey D. Messerly らによる、「FLEXIBLE CIRCUIT ARRANGEMENT FOR SURGICAL FASTENING IN

50

STRUMENTS」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8185USNP/170067。

【0013】

発明者Jeffrey D. Messerlyらによる、「SURGICAL SYSTEM COUPLEABLE WITH STAPLE CARTRIDGE AND RADIO FREQUENCY CARTRIDGE, AND HAVING A PLURALITY OF RADIO-FREQUENCY ENERGY RETURN PATHS」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8188USNP/170068。

【0014】

発明者David C. Yatesらによる、「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS FOR AN INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8181USNP/170069。

【0015】

発明者Tamara Widenhouseらによる、「ELECTROSURGICAL CARTRIDGE FOR USE IN THIN PROFILE SURGICAL CUTTING AND STAPLING INSTRUMENT」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8182USNP/170071。

【0016】

発明者Frederick E. Shelton, IVらによる、「SURGICAL END EFFECTOR TO ADJUST JAW COMPRESSION」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8186USNP/170072。

【0017】

発明者Jason L. Harrisらによる、「CARTRIDGE ARRANGEMENTS FOR SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH LOCKOUT DISABLEMENT FEATURES」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8224USNP/170073。

【0018】

発明者Jeffrey D. Messerlyらによる、「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH DUAL POWER SOURCES」と題する、2017年6月28日出願の代理人整理番号END 8229USNP/170074。

【0019】

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、組織を処置するために組織に電気エネルギーを印加し得る。電気外科用装置は、1つ又は2つ以上の電極を備えるエンドエフェクタを遠位側に取り付けた器具を備えていてもよい。エンドエフェクタは、組織に電流が導入されるように組織に対して位置決めすることができる。電気外科用装置は、単極又は双極動作用に構成され得る。単極動作中、電流は、エンドエフェクタ上の活性（又はソース）電極によって組織内に導入され、戻り電極を通して戻されてもよい。戻り電極は、接地パッドであってもよく、患者の身体上に別々に位置していてもよい。双極動作中、電流はそれぞれ、エンドエフェクタの作動電極によって組織に導入され、エンドエフェクタの戻り電極によって組織から戻され得る。

【0020】

エンドエフェクタは、2つ又は3つ以上のジョー部材を含んでもよい。ジョー部材の少なくとも1つは、少なくとも1つの電極を有してもよい。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離間された位置から、ジョー部材間の空間が第

10

20

30

40

50

1の位置の空間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は、間に保持された組織を圧縮することができる。組織を通じて流れる電流によって発生する熱が、ジョーの動きによって達成される圧縮と組み合わせられて、組織内及び／又は組織間に止血シールを形成してもよく、したがって、例えば、血管をシール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。

【0021】

電気外科用装置はまた、ステーブル留め装置などの、組織と一緒にクランプするための機構、及び／又は組織ナイフなどの、組織を切り離すための機構を含んでもよい。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つ又は2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、電気外科用装置のユーザが、シャフトに対してある角度で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。

【0022】

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生器によって、器具へと伝達され得る。電気エネルギーは、無線周波数（「RF」）エネルギーの形態であってもよい。RFエネルギーは、200キロヘルツ（kHz）～1メガヘルツ（MHz）の周波数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、実際には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。患部組織と周囲組織との間にはっきりとした境界が形成されるため、外科医は、隣接する非標的組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御性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。

【0023】

RFエネルギーは、EN60601-2-2:2009+A11:2011, Definition 201.3.218-HIGH FREQUENCYに記載される周波数範囲であり得る。例えば、単極RF用途における周波数は、典型的には、5MHz未満に制限され得る。しかしながら、双極RF用途においては、周波数は、ほぼどのような周波数であってもよい。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、単極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ていることをリスク分析が示す場合、より低い周波数が双極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、双極用途の場合には使用され得る。一般に、10mAが、組織への熱効果のより低い閾値であると認識されている。

【0024】

図1及び図2は、種々の異なる外科処置を実施するために使用され得る、モータ駆動外科用システム10を示す。図示される構成では、外科用システム10は、ハンドルアセンブリ500に動作可能に連結された交換式外科用ツールアセンブリ1000を備える。別の外科用システムの態様では、交換式外科用ツールアセンブリ1000はまた、ロボット制御又は自動外科用システムのツール駆動アセンブリと共に効果的に用いられ得る。例えば、本明細書で開示する外科用ツールアセンブリ1000は、種々のロボットシステム、器具、構成要素及び方法、例えば、限定されないが、参照によってその全体が本明細書に組み込まれる、「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WIT

10

20

30

40

50

H ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENT S」と題する米国特許第9,072,535号に開示されるものと共に用いられてもよい。
【0025】

示される態様では、ハンドルアセンブリ500は、臨床医が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を備えてもよい。以下で簡潔に論じられるように、ハンドルアセンブリ500は、交換式外科用ツールアセンブリ1000の対応部分へと種々の制御運動を発生させて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、ハンドルアセンブリ500は、複数の駆動システムを動作可能に支持するフレーム506を更に含んでもよい。例えば、ハンドルフレーム506は、「第1の」、つまり閉鎖駆動システム（全体として510で示される）を動作可能に支持することができ、これは、交換式外科用ツールアセンブリ1000に開閉運動を適用するために用いられてもよい。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によって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、臨床医がハンドルアセンブリ500のピストル把持部分504を把持するとき、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。参照によってその全体が本明細書に組み込まれる、「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A SENSOR SYSTEM」と題する米国特許出願第14/226,142号、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、完全閉鎖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作動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とき、臨床医は、単純に、閉鎖解放ボタンアセンブリ518を作動させ、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になる。閉鎖解放ボタンアセンブリ518はまた、閉鎖トリガ512の位置を追跡するために、ハンドルアセンブリ500内のマイクロコントローラと通信する種々のセンサと相互作用するように構成されてもよい。閉鎖解放ボタンアセンブリ518の構成及び操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。

【0026】

少なくとも1つの形態では、ハンドルアセンブリ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ツールアセンブリ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、ハンドルアセンブリ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よい。他の構成では、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、取り外し可能なパワーパックを備えてもよい。パワーパックは、その中に複数のリチウムイオン（「Lithium Ion、LI」）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として使用してもよい。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。

【0027】

電動モータ505は、モータの極性に応じて、長手方向に移動可能な駆動部材540（図3）を遠位方向及び近位方向に軸方向に駆動するように構成されている。例えば、電動

10

20

30

40

50

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「distal direction、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「proximal direction、PD」に軸方向に駆動することになる。ハンドルアセンブリ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、又はそうでなければモータ505を制御するように構成されてもよい。ハンドルアセンブリ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）を含んでもよい。モータ505の作動は、閉鎖トリガ512に隣接しかつハンドルアセンブリ500に枢動可能に支持される発射トリガ（図示せず）によって制御され得る。発射トリガは、非作動位置と作動位置との間で枢動してもよい。発射トリガは、ばね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もよく、これにより、臨床医が発射トリガを解放するとき、それがばね若しくは付勢装置により非作動位置へと枢動される、又はそうでなければ戻されてもよい。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」に位置付けられ得る。米国特許出願公開第2015/0272575号に記載されるように、ハンドルアセンブリ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とき、安全ボタンは、ハンドルアセンブリ500の中に収容され、臨床医は、これに容易にアクセスすることができず、発射トリガの作動を防ぐ安全位置と、発射トリガが発射され得る発射位置との間で移動させることはできない。臨床医が閉鎖トリガを押圧すると、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。

【0028】

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、モータとインターフェース接続する対応する駆動ギア配列との噛合係合のために、その上に形成された歯（図示せず）のラック542を有してもよい。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。しかしながら、少なくとも1つの構成では、長手方向に移動可能な駆動部材は、それを不注意なRFエネルギーから保護するために絶縁される。少なくとも1つの形態はまた、モータ505が故障した場合に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」アセンブリを含む。緊急離脱アセンブリは、解放可能なドア部550の下のハンドルアセンブリ500内に格納されたレバー又は緊急離脱ハンドルアセンブリを含んでもよい。図2を参照されたい。レバーは、手動で枢動されて、駆動部材の歯状部とのラチェット機構による係合をなすように構成され得る。したがって、臨床医は、緊急離脱ハンドルアセンブリを使用して駆動部材を近位方向「PD」にラチェットさせることにより、駆動部材540を手動で後退させることができる。その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」と題する米国特許第8,608,045号は、緊急離脱構成、並びに本明細書で開示する種々の交換式外科用ツールアセンブリのいずれか1つと共に用いられてもよい、その他の構成要素、配列及びシステムを開示する。

【0029】

図示される態様では、交換式外科用ツールアセンブリ1000は、第1のジョー1600及び第2のジョー1800を備える外科用エンドエフェクタ1500を含む。1つの構成では、第1のジョーは、従来の（機械的）外科用ステープル／締結具カートリッジ1400（図4）又は無線周波数（RF）カートリッジ1700（図1及び図2）を内部で動作可能に支持するように構成された細長いチャンネル1602を備える。第2ジョー1800は、細長いチャンネル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って、開放位置と

10

20

30

40

50

閉鎖位置との間で細長いチャネル１６０２内に支持された外科用カートリッジに向かって、かつそれから離れて選択的に移動され得る。図示される構成では、アンビル１８１０は、シャフト軸ＳＡを横断する枢動軸線を中心に選択的に枢動移動するように、細長いチャネル１６０２の近位端部分上に枢動可能に支持される。閉鎖駆動システム５１０の作動は、関節コネクタ１９２０に取り付けられた近位閉鎖部材又は近位閉鎖管１９１０の遠位軸方向移動をもたらし得る。

【００３０】

図４を参照すると、関節コネクタ１９２０は、関節コネクタ１９２０の遠位端部から遠位側に突出して、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上部及び下部タング１９２２、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、上部タング１９３２と、その近位端部から近位側に突出する下部タング（図示せず）とを含む。上部二重枢動リンク１９４０は、関節コネクタ１９２０及び遠位閉鎖管セグメント１９３０の上部タング１９２２、１９３２の対応する孔とそれぞれ係合する、近位及び遠位ピン１９４１、１９４２を含む。同様に、下部二重枢動リンク１９４４は、関節コネクタ１９２０及び遠位閉鎖管セグメント１９３０の下部タング１９２４の対応する孔とそれぞれ係合する、近位及び遠位ピン１９４５、１９４６を含む。

【００３１】

なお、図４を参照すると、図示される例では、遠位閉鎖管セグメント１９３０は、アンビル１８１０の対応する部分に対応する、正のジョー開口部機構又はタブ１９３６、１９３８を含み、遠位閉鎖管セグメント１９３０が近位方向ＰＤに開始位置まで後退させられるときにアンビル１８１０に開放運動を適用する。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って本明細書に組み込まれる、本明細書と同日出願された、「SURGICAL INSTRUMENT WITH POSITIVE JAW OPENING FEATURES」と題する米国特許出願、代理人整理番号END 8208USNP／170096号に見出すことができる。

【００３２】

図５に示されるように、少なくとも１つの構成では、交換式外科用ツールアセンブリ１０００は、その上にノズルアセンブリ１２４０を動作可能に支持するツールシャーシ１２１０を備えるツールフレームアセンブリ１２００を含む。本明細書と同日出願され、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」と題する米国特許出願、代理人整理番号END 8209USNP／170097で更に詳細に議論されているように、ツールシャーシ１２１０及びノズル構成１２４０は、ツールシャーシ１２１０に対するシャフト軸ＳＡの周りの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の矢印Ｒによって表される。図４及び図５にも示されるように、交換式外科用ツールアセンブリ１０００は、近位閉鎖管１９１０を動作可能に支持し、かつ外科用エンドエフェクタ１５００に連結されたスパインアセンブリ１２５０を含む。様々な状況において、組立を容易にするために、スパインアセンブリ１２５０は、スナップ機構、接着剤、溶接などによって互いに相互接続される、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から製作されてもよい。組み立てられた形態では、スパインアセンブリ１２５０は、ツールシャーシ１２１０内に回転可能に支持される近位端部１２５３を含む。１つの構成では、例えば、スパインアセンブリ１２５０の近位端部１２５３は、ツールシャーシ１２１０内に支持されるように構成されたスパインベ어링（図示せず）に取り付けられる。このような構成により、ツールシャーシに対するスパインアセンブリ１２５０の回転可能な取り付けが容易になり、これにより、スパインアセンブリ１２５０を、ツールシャーシ１２１０に対してシャフト軸ＳＡを中心にして選択可能に回転させることができる。

【００３３】

図４に示すように、上部スパインセグメント１２５１は、上部ラグ装着機構１２６０で

終端し、下部スパインセグメント 1 2 5 2 は、下部ラグ装着機構 1 2 7 0 で終端する。上部ラグ装着機構 1 2 6 0 は、上部装着リンク 1 2 6 4 を中に取り付け支持されるように適合されている、ラグスロット 1 2 6 2 を中に有して形成される。同様に、下部ラグ装着機構 1 2 7 0 は、下側取り付けリンク 1 2 7 4 を中に取り付け支持されるように適合されている、ラグスロット 1 2 7 2 を中に有して形成される。上部装着リンク 1 2 6 4 は、シャフト軸 S A からオフセットされた枢動ソケット 1 2 6 6 を中に含む。枢動ソケット 1 2 6 6 は、細長いチャンネル 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 に取り付けられたチャンネルキャップ又はアンビル保持具 1 6 3 0 上に形成された枢動ピン 1 6 3 4 を中に回転可能に受容するように適合されている。下部装着リンク 1 2 7 4 は、細長いチャンネル 1 6 0 2 の近位端部分 1 6 1 0 に形成された枢動孔 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 及び枢動孔 1 6 1 1 は、シャフト軸 S A からオフセットされている。下部枢動ピン 1 2 7 6 は、枢動ソケット 1 2 6 6 と垂直に整列して、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軸 A A を画定する。図 1 を参照されたい。関節軸 A A は、シャフト軸 S A に対して横方向であるが、少なくとも 1 つの構成では、関節軸 A A はそこから横方向にオフセットされ、シャフト軸 S A と交差しない。

【0034】

図 5 を参照すると、近位閉鎖管 1 9 1 0 の近位端部 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 内に着座するコネクタ 1 9 1 6 によって閉鎖シャトル 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、ツールシャーシ 1 2 1 0 内で軸方向移動するように支持され、ツールシャーシ 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 と係合するように構成された一対のフック 1 9 1 7 を上部に有する。ツールシャーシ 1 2 1 0 は、ツールシャーシ 1 2 1 0 をハンドルフレーム 5 0 6 に解放可能にラッチするためのラッチアセンブリ 1 2 8 0 を更に支持する。ツールシャーシ 1 2 1 0 及びラッチアセンブリ 1 2 8 0 に関する更なる詳細は、本明細書と同日出願され、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」と題する米国特許出願、代理人整理番号 END 8 2 0 9 U S N P / 1 7 0 0 9 7 に見出され得る。

【0035】

ハンドルアセンブリ 5 0 0 内の発射駆動システム 5 3 0 は、交換式外科用ツールアセンブリ 1 0 0 0 内で動作可能に支持される発射システム 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 によってそこに適用される対応する発射運動に応答して遠位方向及び近位方向に軸方向に移動するように構成された中間発射シャフト部分 1 3 1 0 を含んでもよい。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 の近位端部 1 3 1 2 は、その上に形成された発射シャフト取り付けラグ 1 3 1 4 を有し、この発射シャフト取り付けラグは、ハンドルアセンブリ 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 の遠位端部上にある取り付けクレードル 5 4 4 (図 3) に着座するように構成されている。このような構成は、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 の軸方向移動を促進する。図示される例では、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 に取り付けのために構成される。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、その上に組織切断ブレード 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機構 1 3 3 6、及びチャンネル係合機構又は脚部 1 3 3 8 を更に含んでもよい。アンビル係合機構 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 を通って遠位側に前進する際に、アンビル 1 8 1 0 に更なる閉鎖運動を加えるように機能し得る。

【0036】

図示される例では、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 は、関節システム 1 3 6 0 によっ

10

20

30

40

50

て関節軸 A A を中心に選択的に関節運動可能である。一形態では、関節システム 1360 は、関節リンク 1380 に枢動可能に連結された近位関節駆動器 1370 を含む。図 4 で特によく分かるように、オフセット取り付けラグ 1373 は、近位関節駆動器 1370 の遠位端部 1372 上に形成される。枢動孔 1374 は、オフセット取り付けラグ 1373 内に形成され、関節リンク 1380 の近位端部 1381 上に形成された近位リンクピン 1382 を中に枢動可能に受容するように構成されている。関節リンク 1380 の遠位端部 1383 は、細長いチャネル 1602 の近位端部分 1610 上に形成されたチャネルピン 1618 を中に枢動可能に受容するように構成された枢動孔 1384 を含む。したがって、近位関節駆動器 1370 の軸方向移動は、それによって細長いチャネル 1602 に関節運動を加え、それによって外科用エンドエフェクタ 1500 を、関節軸 A A の周りでスパ

インアセンブリ 1250 に対して関節運動させることになる。様々な状況下で、近位関節駆動器 1370 が、近位又は遠位方向に移動されていないとき、近位関節駆動器 1370 は、関節ロック 1390 によって所定位置に保持され得る。関節ロック 1390 の例示的な形態に関する更なる詳細は、本明細書と同日出願され、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION SYSTEM LOCKABLE TO A FRAME」と題する米国特許出願、代理人整理番号 END 8217USNP / 170102 に見出され得る。

【0037】

上記に加えて更に、交換式外科用ツールアセンブリ 1000 は、近位関節駆動器 1310 を発射システム 1300 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、シフタセンブリ 1100 を含む。図 5 に示すように、例えば、一形態では、シフタアセンブリ 1100 は、発射システム 1300 の中間発射シャフト部分 1310 の周囲に位置付けられたロックカラー、又はロックスリーブ 1110 を含み、ロックスリーブ 1110 は、ロックスリーブ 1110 が近位関節駆動器 1370 を発射部材アセンブリ 1300 に連結させる係合位置と、近位関節駆動器 1370 が、発射部材アセンブリ 1300 に動作可能に連結されない係合解除位置との間で回転し得る。ロックスリーブ 1110 がその係合位置にあるとき、発射部材アセンブリ 1300 の遠位方向移動が、近位関節駆動器 1370 を遠位側に移動させることができ、それに対応して、発射部材アセンブリ 1300 の近位方向移動が、近位関節駆動器 1370 を近位側に移動させることができる。ロック

スリーブ 1110 がその係合解除位置にあるとき、発射部材アセンブリ 1300 の移動は、近位関節駆動器 1370 に伝達されず、その結果、発射部材アセンブリ 1300 は近位関節駆動器 1370 から独立して移動することができる。様々な状況下では、近位関節駆動器 1370 は、近位関節駆動器 1370 が発射部材アセンブリ 1300 によって近位又は遠位方向に移動されていないとき、関節ロック 1390 によって所定の位置に保持され得る。

【0038】

図示される構成では、発射部材アセンブリ 1300 の中間発射シャフト部分 1310 は、その中に形成された駆動ノッチ 1316 を有する 2 つの対向する平坦な側で形成される。図 5 を参照されたい。図 5 でも分かるように、ロックスリーブ 1110 は、中間発射シャフト部分 1310 を、そこを通して受容するように構成された長手方向アパーチャを含む、円筒状の、又は少なくとも実質的に円筒状の本体を備える。ロックスリーブ 1110 は、ロックスリーブ 1110 がある位置にあるとき、中間発射シャフト部分 1310 の駆動ノッチ 1316 の対応する部分内に係合して受容され、別の位置にあるとき、駆動ノッチ 1316 内に受容されず、それにより、ロックスリーブ 1110 と中間発射シャフト 1310 との間の相対的な軸方向運動を可能にする、直径方向に対向する内向きのロック突出部を含むことができる。図 5 で更に分かるように、ロックスリーブ 1110 は、近位関節駆動器 1370 の近位端部のノッチ 1375 内に移動可能に受容されるようにサイズ決めされたロック部材 1112 を更に含む。このような構成により、ロックスリーブ 1110 は、近位関節駆動器 1370 内のノッチ 1375 との係合位置にあるか又はそれと係合

している間に、中間発射シャフト部分 1310 へとわずかに回転し、それとの係合から外れることを可能にする。例えば、ロックスリーブ 1110 がその係合位置にあるとき、ロック突出部は、中間発射シャフト部分 1310 の駆動ノッチ 1316 内に位置付けられ、これにより、遠位押力及び／又は近位引張力が発射部材アセンブリ 1300 からロックスリーブ 1110 へと伝達され得る。次いで、このような軸方向の押し運動又は引張運動は、ロックスリーブ 1110 から近位関節駆動器 1370 に伝達され、それによって外科用エンドエフェクタ 1500 を関節運動させる。実際には、発射部材アセンブリ 1300、ロックスリーブ 1110、及び近位関節駆動器 1370 は、ロックスリーブ 1110 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 1110 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 1310 の駆動ノッチ 1316 内に受容され得ず、その結果、遠位押力及び／又は近位引張力が発射部材アセンブリ 1300 からロックスリーブ 1110（及び近位関節駆動器 1370）に伝達され得ないようになっている。

【0039】

図示される例では、係合位置と係合解除位置との間のロックスリーブ 1110 の相対移動は、近位閉鎖管 1910 とインターフェース接続するシフトアセンブリ 1100 によって制御され得る。更に図 5 を参照すると、シフトアセンブリ 1100 は、ロックスリーブ 1110 の外周に形成されたキー溝内に摺動可能に受容されるように構成されたシフトキー 1120 を更に含む。このような構成により、シフトキー 1120 が、ロックスリーブ 1110 に対して軸方向に移動することを可能にする。本明細書と同日出願され、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER」と題する米国特許出願、代理人整理番号 END8209USNP/170097 に更に詳細に議論されているように、シフトキー 1120 の一部分は、近位閉鎖管部分 1910 内のカム開口部（図示せず）とカムの相互作用するように構成されている。また、図示される例では、シフトアセンブリ 1100 は、近位閉鎖管部分 1910 の近位端部分上に回転可能に受容されるスイッチドラム 1130 を更に含む。シフトキー 1120 の一部分は、スイッチドラム 1130 内の軸方向スロットセグメントを通して延在し、スイッチドラム 1130 の弧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ばね 1132 は、スイッチドラム 1130 上に装着され、ノズルアセンブリ 1240 の一部分と係合して、シフトキー 1120 の一部分が近位閉鎖管部分 1910 内のカム開口部の端部分に到達するまで、スイッチドラム 1130 を回転させるように働くねじり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 1130 は、シフトキー 1120 にねじり付勢を提供することができ、それによって、ロックスリーブ 1110 を、中間発射シャフト部分 1310 との係合位置へと回転させる。この位置はまた、近位閉鎖管 1910（及び遠位閉鎖管セグメント 1930）の非作動構成にも対応する。

【0040】

1つの構成では、例えば、近位閉鎖管 1910 が非作動構成にあるとき（アンビル 1810 は、細長いチャネル 1602 に装着されたカートリッジから離間した開放位置にある）、中間発射シャフト部分 1310 の作動は、近位関節駆動器 1370 の軸方向移動をもたらして、エンドエフェクタ 1500 の関節運動を容易にする。ユーザが外科用エンドエフェクタ 1500 を所望の向きに関節運動させると、ユーザは次に近位閉鎖管部分 1910 を作動させてもよい。近位閉鎖管部分 1910 の作動により、遠位閉鎖管セグメント 1930 の遠位移動をもたらし、最終的にアンビル 1810 に閉鎖運動を加える。近位閉鎖管部分 1910 のこの遠位移動により、内部でカム開口部がシフトキー 1120 のカム部分とカムの相互作用することになり、それによって、シフトキー 1120 にロックスリーブ 1110 を作動方向に回転させる。ロックスリーブ 1110 のそのような回転は、中間発射シャフト部分 1310 内の駆動ノッチ 1316 からのロック突出部の係合解除をもたらす。そのような構成にあるとき、発射駆動システム 530 は、近位関節駆動器 1370 を作動させることなく、中間発射シャフト部分 1310 を作動させるように作動され得

る。スイッチドラム 1130 及びロックスリーブ 1110 の動作に関する更なる詳細、並びに本明細書に記載される種々の交換式外科用ツールアセンブリと共に用いられ得る代替の関節運動及び発射駆動構成は、その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれる、米国特許出願第 13 / 803, 086 号、現在は米国特許出願公開第 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。

【0041】

図 5 及び図 15 にも示されるように、交換式外科用ツールアセンブリ 1000 は、外科用エンドエフェクタ 1500 へ及び／若しくはそれから電力を伝導する、並びに／又は外科用エンドエフェクタ 1500 に及び／若しくはそれから信号を通信して搭載回路基板 1152 に戻すように構成され得る、スリップリングアセンブリ 1150 を備え、ノズルアセンブリ 1240 を回転させることによって、ツールシャシ 1210 に対するシャフト軸 SA の周りでのシャフト及びエンドエフェクタ 1500 の回転移動を容易にする。図 15 に示すように、少なくとも 1 つの構成では、搭載回路基板 1152 は、例えば、ハンドルアセンブリ 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) とインターフェース接続するように構成された、搭載コネクタ 1154 を含む。スリップリングアセンブリ 1150 は、搭載回路基板 1152 とインターフェース接続する近位コネクタ 1153 とインターフェース接続するように構成されている。スリップリングアセンブリ 1150 及び関連するコネクタに関する更なる詳細は、それらの各全体が参考によって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によって本明細書に組み込まれる、「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」と題する米国特許出願第 13 / 800, 067 号、現在は米国特許出願公開第 2014 / 0263552 号に見出され得る。

【0042】

本明細書で開示する交換式外科用ツールアセンブリ 1000 の例示的なバージョンは、ナイフ部材による組織の切断を容易にし、無線周波数 (RF) エネルギーを使用して切断組織をシールするように構成されている標準的な (機械的) 外科用締結具カートリッジ 1400 又はカートリッジ 1700 と関連して使用されてもよい。再び図 4 を参照すると、従来の又は標準的な機械的タイプのカートリッジ 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、細長いチャネル 1602 内に取り外し可能に受容され支持されるようなサイズ及び形状にされたカートリッジ本体 1402 を備えてもよい。例えば、カートリッジ本体 1402 は、細長いチャネル 1602 とスナップ係合するように取り外し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、内部を通してナイフ部材 1330 の軸方向移動に適応する細長いスロット 1404 を含む。カートリッジ本体 1402 は、中央に配設された細長いスロット 1404 の各側の列に整列された複数のステープル駆動器 (図示せず) を中に動作可能に支持する。駆動器は、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、対応するステープル／締結具ポケット 1412 と関連付けられる。ステープル駆動器のそれぞれは、1 つ又は 2 つ以上の外科用ステープル又は締結具 (図示せず) を支持する。スレッドアセンブリ 1420 は、カートリッジ本体 1402 の近位端部内に支持され、カートリッジ 1400 が新しくかつ未発射のときに、駆動器及び締結具の近位に位置する。スレッドアセンブリ 1420 は、複数の傾斜した又は楔形のカム 1422 を含み、各カム 1422 は、スロット 1404 の側上に位置する締結具又は駆動器の特定のラインに対応する。スレッドアセンブリ 1420 は、ナイフ部材がアンビルとカートリッジデッキ表面 1410 との間にクランプされた組織を通して遠位側に駆動されるときに、ナイフ部材 1330 と接触し、そのナイフ部材 1330 によって駆動されるように構成されている。駆動器がカートリッジデッキ表面 1410 に向かって上方に駆動されると、その上に支持された締結具 (複数可) は、それらのステープルポケット 1412 から、アンビルとカートリッジとの間にクランプされる組織を通して駆動される。

【0043】

更に図4を参照すると、少なくとも1つの形態のアンビル1810は、そこから横方向に突出して、細長いチャンネル1602の近位端部分1610の直立壁1622に形成された対応するトラニオンクレードル1614内に枢動可能に受容される一対のアンビルトラニオン1822を有するアンビル装着部分1820を含む。アンビルトラニオン1822は、チャンネルキャップ又はアンビル保持具1630によって、それらの対応するトラニオンクレードル1614内に枢動可能に保持される。アンビル装着部分1820は、シャフト軸SAに対して横方向である固定されたアンビル枢動軸の周りに、細長いチャンネル1602に対して選択的に枢動移動するように、移動可能に又は枢動可能に支持される。図6及び図7に示されるように、少なくとも1つの形態では、アンビル1810は、例えば、導電性金属材料から製作され、かつ、内部にナイフ部材1330を摺動可能に収容するように構成された中央に配設されたアンビルスロット1815の各側に、内部に形成された一連の締結具形成ポケット1814を有するステーブル形成下面1813を有するアンビル本体部分1812を含む。アンビルスロット1815は、発射中にナイフ部材1330上のアンビル係合機構1336を収容するために、アンビル本体1812を通して長手方向に延在する上部開口部1816に開口する。従来の機械的外科用ステーブル／締結具カートリッジ1400が細長いチャンネル1602内に設置されるとき、ステーブル／締結具は、組織Tを通して駆動され、対応する締結具形成ポケット1814との接触を形成する。アンビル本体1812は、例えば、設置の容易性を促進するために、その上部部分に開口部を有してもよい。アンビルキャップ1818は、その内部に挿入され、アンビル本体1812に溶接されて開口部を封入し、アンビル本体1812の全体的な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に関連したエンドエフェクタ1500の使用を容易にするために、締結具形成下面1813の組織対向セグメント1817は、その上に電気絶縁材料1819を有してもよい。

【0044】

図示される構成では、交換式外科用ツールアセンブリ1000は、概して1640として指定される発射部材ロックアウトシステムを備えて構成される。図8を参照されたい。図8に示すように、細長いチャンネル1602は、そこから突出する2つの直立側壁1622を有する底面又は底部分1620を含む。中央に配設された長手方向チャンネルスロット1624は、底部分1620を通して形成され、内部を通してナイフ部材1330が軸方向移動するのを促進する。チャンネルスロット1624は、ナイフ部材1330上のチャンネル係合機構又は脚部1338を収容する長手方向通路1626に開口する。通路1626は、チャンネル係合機構又は脚部1338の対応する部分と係合するように機能する、2つの内側に延在するレッジ部分1628を画定するように機能する。発射部材ロックアウトシステム1640は、ナイフ部材1330が開始位置にあるときにチャンネル係合機構又は脚部1338の対応する部分を受容するようにそれぞれ構成されている、チャンネルスロット1624の各側に位置する近位開口部1642を含む。ナイフロックアウトばね1650は、細長いチャンネル1602の近位端部1610内に支持され、ナイフ部材1330を下方に付勢するように機能する。図8に示されるように、ナイフロックアウトばね1650は、ナイフ本体1332上の対応する中央チャンネル係合機構1337と係合するように構成された2つの遠位末端ばねアーム1652を含む。ばねアーム1652は、中央チャンネル係合機構1337を下方に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）時に、ナイフ部材1330は、チャンネル係合機構又は脚部1338が細長い1602チャンネルの対応する近位開口部1642内に受容されるように、下方に付勢される。そのロック位置にあるとき、ナイフ1330を遠位側に前進させるように試みた場合、中央チャンネル係合機構1337及び／又は脚部1338は、細長いチャンネル1602上の直立レッジ1654と係合することになり（図8及び図11）、ナイフ1330は発射され得ない。

【0045】

更に図8を参照すると、発射部材ロックアウトシステム1640はまた、発射部材本体

1 3 3 2の遠位端部上に形成又は支持されたロック解除アセンブリ1 6 6 0を含む。ロック解除アセンブリ1 6 6 0は、スレッドアセンブリ1 4 2 0が未発射の外科用ステープルカートリッジ1 4 0 0内のその開始位置にあるとき、スレッドアセンブリ1 4 2 0上に形成されたロック解除機構1 4 2 6と係合するように構成された遠位側に延在するレッグ1 6 6 2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1 4 0 0が細長いチャンネル1 6 0 2に適切に設置されると、ロック解除アセンブリ1 6 6 0のレッグ1 6 6 2は、中央チャンネル係合機構1 1 3 7及び／又は脚部1 3 3 8が、チャンネル底部1 6 2 0の直立レッグ1 6 5 4を取り除き、細長いチャンネル1 6 0 2を通るナイフ部材1 3 3 0の軸方向通過を促進するように、ナイフ部材1 3 3 0を上方に付勢するように機能するスレッド部材1 4 2 0のロック解除機構1 4 2 6に接触する。部分的に発射されたカートリッジ1 4 0 0が細長いチャンネルに無意識に装着されている場合、スレッドアセンブリ1 4 2 0は、開始位置にはなく、ナイフ部材1 3 3 0は、ロック位置に留まる。

【0 0 4 6】

これから、ハンドルアセンブリ5 0 0への交換式外科用ツールアセンブリ1 0 0 0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、ツールシャシ1 2 1 0上に形成された先細取り付け部分1 2 1 2がハンドルフレーム5 0 6のダブテールスロット5 0 7と整列するように、交換式外科用ツールアセンブリ1 0 0 0のツールシャシ1 2 1 0をハンドルフレーム5 0 6の遠位端部の上方に、又はそれに隣接して位置付けてもよい。臨床医は、次いで、先細取り付け部分1 2 1 2をハンドルフレーム5 0 6の遠位端部の対応するダブテール受け入れスロット5 0 7と「動作可能に係合」した状態で着座させるように、外科用ツールアセンブリ1 0 0 0をシャフト軸S Aに垂直な設置軸I Aに沿って移動させてもよい。その際、中間発射シャフト部分1 3 1 0上の発射シャフト取り付けラグ1 3 1 4もまた、長手方向に移動可能なハンドルアセンブリ5 0 0内の駆動部材5 4 0のクレードル5 4 4内に着座され、閉鎖リンク5 1 4上にあるピン5 1 6の部分が、閉鎖シャトル1 9 1 4の対応するフック1 9 1 7内に着座される。本明細書で使用するとき、2つの構成要素の文脈における「動作可能に係合」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。また、このプロセスの間、外科用ツールアセンブリ1 0 0 0上の搭載コネクタ1 1 5 4は、例えば、ハンドルアセンブリ5 0 0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5 6 0と通信するハウジングコネクタ5 6 2に連結される。

【0 0 4 7】

通常の外科処置の間、臨床医は、標的組織にアクセスするため、トロカール又は患者の他の開口部を通して、エンドエフェクタ1 5 0 0を手術部位へと導入し得る。そうするとき、臨床医は、典型的には、シャフト軸S A（非関節運動状態）に沿って外科用エンドエフェクタ1 5 0 0を軸方向に整列させる。外科用エンドエフェクタ1 5 0 0がトロカールポートを通過すると、例えば、臨床医は、エンドエフェクタ1 5 0 0を関節運動させて、標的組織に隣接させて、有利な位置決めを行うことが必要とされ得る。これは、アンビル1 8 1 0を標的組織上に閉鎖する前であるため、閉鎖駆動システム5 1 0は、非作動状態のままである。この位置にあるとき、発射駆動システム5 3 0の作動は、近位関節駆動器1 3 7 0への関節運動の適用をもたらすことになる。エンドエフェクタ1 5 0 0が所望の関節運動位置に到達すると、発射駆動システム5 3 0は非作動状態であり、関節ロック1 3 9 0は、関節運動位置に外科用エンドエフェクタ1 5 0 0を保持し得る。臨床医は次に、閉鎖駆動システム5 1 0を作動させて、アンビル1 8 1 0を標的組織上で閉鎖することができる。このような閉鎖駆動システム5 1 0の作動により、シフタアセンブリ1 1 0 0は、近位関節駆動器1 3 7 0を中間発射シャフト部分1 3 1 0から切り離すこともできる。したがって、標的組織が外科用エンドエフェクタ1 5 0 0に捕捉されると、臨床医は発射駆動システム5 3 0を再度作動させて、外科用ステープル／締結具カートリッジ1 4 0 0又はR Fカートリッジ1 7 0 0を通して発射部材1 3 3 0を軸方向に前進させて、クラ

10

20

30

40

50

ンプされた組織を切断し、ステープル／締結具を切断された組織 T に発射する。他の閉鎖及び発射駆動構成、アクチュエータ構成（ハンドヘルド、手動及び自動又はロボットの両方）も、本開示の範囲から逸脱することなく、閉鎖システム構成要素、関節システム構成要素、及び／又は外科用ツールアセンブリ 1000 の発射システム構成要素の軸方向の動きを制御するために用いることができる。

【0048】

上記のように、外科用ツールアセンブリ 1000 は、従来の機械的外科用ステープル／締結具カートリッジ 1400 並びに RF カートリッジ 1700 と関連して使用されるように構成されている。少なくとも 1 つの形態では、RF カートリッジ 1700 は、電流経路内の組織に凝固電流が送達される間、ナイフ部材 1330 でアンビル 1810 と RF カートリッジ 1700 との間にクランプされる組織の機械的切断を促進し得る。電流を使用して組織を機械的に切断及び凝固させるための代替的な構成は、例えば、米国特許第 5,403,312 号、同第 7,780,663 号及び「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ELECTRICALLY CONDUCTIVE GAP SETTING AND TISSUE ENGAGING MEMBERS」と題する米国特許出願第 15/142,609 号（上記各参考文献の開示全体が、参照によって本明細書に組み込まれる）に開示されている。このような器具は、例えば、止血を改善し、外科的複雑性及び手術室時間を短縮することができる。

【0049】

図 10～図 12 に示されるように、少なくとも 1 つの構成では、RF 外科用カートリッジ 1700 は、細長いチャネル 1602 内に取り外し可能に受容及び支持されるようなサイズ及び形状にされたカートリッジ本体 1710 を含む。例えば、カートリッジ本体 1710 は、細長いチャネル 1602 とスナップ係合するように取り外し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、例えば、液晶ポリマー（liquid crystal polymer、LCP）VECTRA（商標）などの工学熱可塑性材料などのポリマー材料から作製されてもよく、細長いチャネル 1602 は金属から作製されてもよい。少なくとも 1 つの態様において、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在して、ナイフ 1330 が内部を通して長手方向に移動するのに対応する、中央に配設された細長いスロット 1712 を含む。図 10 及び図 11 に示されるように、一対のロックアウト係合テール 1714 がカートリッジ本体 1710 から近位側に延在する。各ロックアウト係合テール 1714 は、チャネル底部 1620 内の対応する近位開口部 1642 内に受容されるようにサイズ決めされた、その下側上に形成された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 が細長いチャネル 1602 内に適切に設置されると、ロックアウト係合テール 1714 は、開口部 1642 及びレッジ 1654 を覆い、発射の準備が整ったロック解除位置にナイフ 1330 を保持する。

【0050】

ここで図 10～図 13 を参照すると、図示される例では、カートリッジ本体 1710 は、中央に配設された隆起電極パッド 1720 で形成されている。図 6 で特によく分かるように、細長いスロット 1712 は、電極パッド 1720 の中心を通して延在し、パッド 1720 を左側パッドセグメント 1720L と右側パッドセグメント 1720R とに分割する役割を果たす。右側可撓性回路アセンブリ 1730R は、右側パッドセグメント 1720R に取り付けられ、左側可撓性回路アセンブリ 1730L は、左側パッドセグメント 1720L に取り付けられる。少なくとも 1 つの構成では、例えば、右側可撓性回路 1730R は、例えば、より幅広の導電体／RF 用の導電体、及び右側パッド 1720R に取り付けられている右側絶縁体シース／部材 1734R に支持されるか、又は取り付けられるか、又は埋め込まれる、従来のステープル留め用のより細い導電体を含み得る、複数の導電体 1732R を含む。加えて、右側可撓性回路アセンブリ 1730R は、「位相 1」、近位右電極 1736R、及び「位相 2」遠位右電極 1738R を含む。同様に、左側可撓性回路 1730L は、例えば、より幅広の導電体／RF 用の導電体、及び左側パッド 17

20 Lに取り付けられた左側絶縁体シース／部材1734 Lに支持されるか、又は取り付けられるか、又は埋め込まれる、従来のステープル留め用のより細い導電体を含み得る、複数の導電体1732 Lを含む。加えて、左側可撓性回路アセンブリ1730 Lは、「位相1」、近位左電極1736 L、及び「位相2」遠位左電極1738 Lを含む。左側及び右側の導電体1732 L、1732 Rは、カートリッジ本体1710の遠位端部分に装着された遠位マイクロチップ1740に取り付けられる。1つの構成では、例えば、右側及び左側可撓性回路1730 R、1730 Lの各々は、およそ0.025インチの全幅「CW」を有してもよく、電極1736 R、1736 L、1738 R、1738 Rの各々は、例えばおよそ0.010インチの幅「EW」を有する。図13を参照されたい。しかしながら、他の幅／サイズが企図され、代替的な態様で用いられてもよい。

10

【0051】

少なくとも1つの構成では、RFエネルギーは、供給リード線402を通じて従来のRF発生器400によって外科用ツールアセンブリ1000に供給される。少なくとも1つの構成では、供給リード線402は、搭載回路基板1152上のセグメント化RF回路1160に取り付けられた対応する雌型コネクタ410に差し込まれるように構成された雄型プラグアセンブリ406を含む。図15を参照されたい。このような構成は、発生器400から供給リード線402を巻き上げることなくノズルアセンブリ1240を回転させることによって、ツールシャシ1210に対してシャフト軸SAの周りでのシャフト及びエンドエフェクタ1500の回転移動を容易にする。搭載オンオフ電源スイッチ420は、RF発生器をオン及びオフにするために、ラッチアセンブリ1280及びツールシャシ1210上で支持される。ツールアセンブリ1000がハンドルアセンブリ500又はロボットシステムに動作可能に連結されると、搭載セグメント化RF回路1160は、コネクタ1154及び562を介してマイクロプロセッサ560と通信する。図1に示されるように、ハンドルアセンブリ500はまた、シールの進捗状況、ステープル留め、ナイフの位置、カートリッジの状態、組織、温度などに関する情報を見るためのディスプレイスクリーン430を含んでもよい。図15から分かるように、スリップリングアセンブリ1150は、関連する動作をステープル留めするための複数の細い導電体1166と、RF用に使用されるより幅広い導電体1168とを含み得る可撓性シャフト回路ストリップ又はアセンブリ1164を含む遠位コネクタ1162とインターフェース接続する。図14及び図15に示されるように、可撓性シャフト回路ストリップ1164は、ナイフバー1320を形成する積層プレート又はバー1322の間で中央に支持される。このような構成は、ナイフ部材1330がクランプされた組織を通して遠位側に前進することを可能にするように十分に剛性を保ちながら、エンドエフェクタ1500の関節運動中にナイフバー1320及び可撓性シャフト回路ストリップ1164の十分な屈曲を容易にする。

20

30

【0052】

図10を再び参照すると、少なくとも1つの図示される構成では、細長いチャンネル1602は、細長いチャンネル1602の近位端部1610から細長いチャンネル底部分1620内の遠位位置1623まで延在する凹部1621内に支持されたチャンネル回路1670を含む。チャンネル回路1670は、それと電気的に接触するために、可撓性シャフト回路ストリップ1164の遠位接触部分1169に接触する近位接触部分1672を含む。チャンネル回路1670の遠位端部1674は、チャンネル壁1622のうちの1つに形成された対応する壁凹部1625内に受容され、チャンネル壁1622の上部縁部1627の上に折り畳まれて取り付けられる。図10に示すように、一連の対応する露出接点1676がチャンネル回路1670の遠位端部1674に提供される。図10でも分かるように、可撓性カートリッジ回路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の遠位端部分に取り付けられる。別の端部1754は、カートリッジデッキ表面1711の縁部の上に折り畳まれ、チャンネル回路1670の露出接点1676と電気的に接触するように構成された露出接点1756を含む。したがって、RFカートリッジ1700が細長いチャンネル1602内に設置されると、電極及び遠位マイクロチップ1740は給電され、可撓性カートリッジ回路1750、可撓性チャンネル回

40

50

路 1 6 7 0、可撓性シャフト回路 1 1 6 4 及びスリップリングアセンブリ 1 1 5 0 の間の接触を介して、搭載回路基板 1 1 5 2 と通信する。

【 0 0 5 3 】

図 1 6 A ～ 図 1 6 B は、本開示の一態様による、2 つの図面に及ぶ図 1 の外科用器具 1 0 の制御回路 7 0 0 のブロック図である。主に図 1 6 A ～ 図 1 6 B を参照すると、ハンドルアセンブリ 7 0 2 は、モータ駆動器 7 1 5 によって制御され得、外科用器具 1 0 の発射システムによって用いられ得る、モータ 7 1 4 を含んでもよい。様々な形態において、モータ 7 1 4 は、例えば、およそ 2 5 , 0 0 0 R P M の最大回転速度を有するブラシ付き D C 駆動モータであってもよい。別の構成では、モータ 7 1 4 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。モータ駆動器 7 1 5 は、例えば、電界効果トランジスタ (field-effect transistor、F E T) 7 1 9 を含む H ブリッジ駆動器を備えてもよい。モータ 7 1 4 は、外科用器具 1 0 に制御電力を供給するために、ハンドルアセンブリ 5 0 0 に解放可能に装着された電源アセンブリ 7 0 6 によって給電され得る。電源アセンブリ 7 0 6 は、外科用器具 1 0 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セルを備えてもよい。特定の状況下では、電源アセンブリ 7 0 6 の電池セルは、交換可能及び／又は再充電可能であってもよい。少なくとも 1 つの例では、電池セルは、電源アセンブリ 7 0 6 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もよい。

【 0 0 5 4 】

シャフトアセンブリ 7 0 4 及び電源アセンブリ 7 0 6 がハンドルアセンブリ 7 0 2 に連結されている一方で、シャフトアセンブリ 7 0 4 は、インターフェースを介して安全コントローラ及び電源管理コントローラ 7 1 6 と通信し得るシャフトアセンブリコントローラ 7 2 2 を含む。例えば、インターフェースは、シャフトアセンブリ 7 0 4 及び電源アセンブリ 7 0 6 がハンドルアセンブリ 7 0 2 に連結されている間に、シャフトアセンブリコントローラ 7 2 2 と電源管理コントローラ 7 1 6 との間の電気通信を可能にするために、対応するシャフトアセンブリ電気コネクタとの連結係合のために 1 つ又は 2 つ以上の電気コネクタを含み得る第 1 のインターフェース部分 7 2 5 と、対応する電源アセンブリ電気コネクタとの連結係合のために 1 つ又は 2 つ以上の電気コネクタを含み得る第 2 のインターフェース部分 7 2 7 とを含み得る。インターフェースを介して 1 つ又は 2 つ以上の通信信号を送信して、取り付けられた交換式シャフトアセンブリ 7 0 4 の 1 つ又は 2 つ以上の電力要件を電源管理コントローラ 7 1 6 に伝達することができる。それに応じて、電源管理コントローラは、取り付けられたシャフトアセンブリ 7 0 4 の電力要件に従って、以下により詳細に記載されているように、電源アセンブリ 7 0 6 の電池の電力出力を変調し得る。コネクタは、シャフトアセンブリ 7 0 4、及び／又は電源アセンブリ 7 0 6 とのハンドルアセンブリ 7 0 2 の機械的連結係合後に起動され得るスイッチを備え、それにより、シャフトアセンブリコントローラ 7 2 2 と電源管理コントローラ 7 1 6 との間の電氣的通信が可能になり得る。

【 0 0 5 5 】

インターフェースは、例えば、ハンドルアセンブリ 7 0 2 に存在するメインコントローラ 7 1 7 を介してかかる通信信号を経路指定することにより、電源管理コントローラ 7 1 6 とシャフトアセンブリコントローラ 7 2 2 との間の 1 つ又は 2 つ以上の通信信号の伝送を容易にし得る。他の状況下では、シャフトアセンブリ 7 0 4 及び電源アセンブリ 7 0 6 がハンドルアセンブリ 7 0 2 に連結されている一方で、インターフェースは、ハンドルアセンブリ 7 0 2 を介して電源管理コントローラ 7 1 6 とシャフトアセンブリコントローラ 7 2 2 との間の直接線の通信を容易にし得る。

【 0 0 5 6 】

メインコントローラ 7 1 7 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もよい。一態様では、メインコントローラ 7 1 7 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 4 0 M H z の 2 5 6 K B のシングルサイクルフラッシュメモ

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(single-cycle serial random access memory、SRAM)、Stellaris Ware(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(read-only memory、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(electrically erasable programmable read-only memory、EEPROM)、1つ又は2つ以上のパルス幅変調(pulse width modulation、PWM)モジュール、1つ又は2つ以上の直交エンコーダ入力(quadrature encoder input、QEI)アナログ、12個のアナログ入力チャンネルを備える1つ又は2つ以上の12ビットアナログ-デジタル変換器(Analog-to Digital Converter、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

【0057】

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もよい。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、IEC61508及びISO26262の安全限界用途専用に構成されてもよい。

【0058】

電源アセンブリ706は、電源管理回路を含んでもよく、電源管理回路は、電源管理コントローラ716、電力変調器738、及び電流検出回路736を含み得る。シャフトアセンブリ704及び電源アセンブリ706がハンドルアセンブリ702に連結されている一方で、電源管理回路は、シャフトアセンブリ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。電源管理コントローラ716は、電源アセンブリ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、電流検出回路736は、電池の電力出力に関するフィードバックを電源管理コントローラ716に提供するため、電源アセンブリ706の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電源管理コントローラ716は、電源アセンブリ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。電源管理コントローラ716及び／又はシャフトアセンブリコントローラ722はそれぞれ、多数のソフトウェアモジュールを記憶し得る1つ又は2つ以上のプロセッサ及び／又はメモリ装置を備え得る。

20

30

【0059】

外科用器具10(図1～図5)は、ユーザに感覚フィードバックを提供するための装置を含み得る、出力装置742を備えてもよい。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、ハンドルアセンブリ702に含まれ得るディスプレイ743を備えてもよい。シャフトアセンブリコントローラ722及び／又は電源管理コントローラ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。インターフェースは、シャフトアセンブリコントローラ722及び／又は電源管理コントローラ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が代わりに電源アセンブリ706と統合され得る。このような状況下では、シャフトアセンブリ704がハンドルアセンブリ702に連結されている一方で、出力装置742とシャフトアセンブリコントローラ722との間の通信はインターフェースを介して成し遂げられ得る。

40

【0060】

制御回路700は、電動外科用器具10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717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

50

／又はメインコントローラ 717 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、及び電源セグメントなどの 1 つ又は 2 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。回路セグメントの各々は、安全コントローラ及び／又はメインコントローラ 717 に連結されてもよい。メインコントローラ 717 はまた、フラッシュメモリに連結されている。メインコントローラ 717 はまた、シリアル通信インターフェースを備える。メインコントローラ 717 は、例えば、1 つ又は 2 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 10 内のプリント回路基板アセンブリ (printed circuit board assembly、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とき、任意のマイクロプロセッサ、プロセッサ、コントローラ、複数のコントローラ、又は、コンピュータの中央処理装置 (central processing unit、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装置を含むことが理解されるべきである。メインコントローラ 717 は、デジタルデータを入力として受理し、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 700 は、本明細書に記載される 1 つ又は 2 つ以上のプロセスを実装するように構成され得る。

【0061】

加速度セグメント (セグメント 3) は、加速度計を含む。加速度センサは、電動外科用器具 10 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、例えば、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得る。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 717 に連結されている。

【0062】

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 717 に連結されたディスプレイコネクタを備える。ディスプレイコネクタは、ディスプレイの 1 つ又は 2 つ以上の集積回路駆動器を介してメインコントローラ 717 をディスプレイに連結する。ディスプレイの集積回路駆動器は、ディスプレイと一体化されてもよく、及び／又は、ディスプレイとは別個に配置されてもよい。ディスプレイは、例えば、有機発光ダイオード (organic light-emitting diode、OLED) ディスプレイ、液晶ディスプレイ (liquid-crystal display、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ている。

【0063】

シャフトセグメント (セグメント 5) は、外科用器具 10 (図 1 ~ 図 5) に連結された交換式シャフトアセンブリ 500 に対する制御、及び／又は交換式シャフトアセンブリ 500 に連結されたエンドエフェクタ 1500 に対する 1 つ又は 2 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 717 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 (ferroelectric random access memory、FRAM)、関節スイッチ、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、交換式シャフトアセンブリ 500 及び／又はシャフト PCBA 固有の 1 つ又は 2 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、交換式シャフトアセンブリ 500 に連結され、及び／又は、外科用器具 10 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 とインターフェース接続され得る 1 つ又は 2 つ以上のシャフトアセンブリ 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。

【0064】

位置エンコーダセグメント（セグメント6）は、1つ又は2つ以上の磁気角度回転位置エンコーダを備える。1つ又は2つ以上の磁気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、交換式シャフトアセンブリ500、及び／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に連結されてもよい。

【0065】

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）の動作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つ又は2つ以上のHブリッジ電界効果トランジスタ（FET）を含むHブリッジ駆動器及びモータコントローラによって、メインマイクロコントローラプロセッサ717に連結されている。Hブリッジ駆動器はまた、安全コントローラに連結される。モータ電流センサは、モータの電流引き出しを測定するため、モータと直列に連結されている。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連通している。いくつかの例では、モータ714は、モータ電磁干渉（electromagnetic interference、EMI）フィルタに連結されている。

【0066】

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、モータ714の状態及び位置をメインコントローラ717に示すように制御する。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。電源セグメントは、セグメント電圧を回路セグメントの各々に提供するように構成されている。

【0067】

電源セグメント（セグメント8）は、安全コントローラに連結された電池と、メインコントローラ717と、追加の回路セグメントとを備える。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電流引き出しを測定するように構成されている。いくつかの例では、1つ又は2つ以上の電圧変換器が、既定の電圧値を1つ又は2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13V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。

【0068】

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の状態を示すように構成されてもよい。緊急離脱のための緊急離脱ドアスイッチ及びホール効果スイッチは、緊急離脱ドアの状態を示すように構成されている。例えば、左側関節左スイッチ、左側関節右スイッチ、左側関節中央スイッチ、右側関節左スイッチ、右側関節右スイッチ、及び右側関節中央スイッチなど、複数の関節スイッチは、交換式シャフトアセンブリ500（図1及び図3）及び／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に連結されている。左側関節左スイッチ、左側関節右スイッチ、左側関節中央スイッチ、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。右側関節左スイッチ、右側関節右スイッチ、右側関節中央スイッチ、及び右側反転スイッチを備える右側スイッチは、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、クランプ解除スイッチ、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。

【0069】

任意の好適な機械的、電気機械的、又は固体スイッチを用いて、複数のスイッチを任意の組み合わせで実装してもよい。例えば、スイッチは、外科用器具10（図1～図5）又は物体の存在と関連付けられた構成要素の動きによって操作されるリミットスイッチであってもよい。このようなスイッチは、外科用器具10と関連付けられた様々な機能を制御するために用いられてもよい。リミットスイッチは、1組の接点に機械的に接続されたアクチュエータからなる電気機械装置である。物体がアクチュエータと接触すると、装置は、接点を動作させて電氣的接続を作製又は切断する。リミットスイッチは、それらの頑丈さ、設置の容易さ、及び動作の信頼性のために、様々な用途及び環境で使用される。それらは、物体の有無、通過、位置決め、及び移動の終了を判定することができる。他の実装形態では、スイッチは、とりわけ、ホール効果装置、磁気抵抗（magneto-resistive、MR）装置、巨大磁気抵抗（giant magneto-resistive、GMR）装置、磁力計などの磁場の影響下で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、トランジスタ（例えば、FET、接合FET、金属酸化物半導体FET（metal-oxide semiconductor-FET、MOSFET）、双極など）などの固体装置であってもよい。他のスイッチは、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。

【0070】

図17は、本開示の一態様による、ハンドルアセンブリ702と電源アセンブリ706との間及びハンドルアセンブリ702と交換式シャフトアセンブリ704との間のインターフェースを示す、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。ハンドルアセンブリ702は、メインコントローラ717、シャフトアセンブリコネクタ726、及び電源アセンブリコネクタ730を備えてもよい。電源アセンブリ706は、電源アセンブリコネクタ732、電源管理回路734を含んでもよく、電源管理回路734は、電源管理コントローラ716、電力変調器738、及び電流検知回路736を含み得る。シャフトアセンブリコネクタ730、732は、インターフェース727を形成する。交換式シャフトアセンブリ704及び電源アセンブリ706がハンドルアセンブリ702に連結されている一方で、電源管理回路734は、交換式シャフトアセンブリ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。電源管理コントローラ716は、電源アセンブリ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、電流検知回路736は、電池707の電力出力に関するフィードバックを電源管理コントローラ716に提供するため、電源アセンブリ706の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電源管理コントローラ716は、電源アセンブリ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。シャフトアセンブリ704は、シャフトアセンブリ704をハンドルアセンブリ702に電氣的に連結するために、不揮発性メモリ721及びシャフトアセンブリコネクタ728に連結されたシャフトプロセッサ719を備える。シャフトアセンブリコネクタ726、728は、インターフェース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／又は電源管理コントローラ716は、本明細書に記載されるプロセスのうちの1つ又は2つ以上を実装するように構成され得る。

【0071】

外科用器具10（図1～図5）は、ユーザへの感覚フィードバックのための出力装置742を備え得る。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、ハンドルアセンブリ702に含まれ得るディスプレイ743を備えてもよい。シャフトアセンブリコントローラ722及び／又は電源管理コントローラ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。インターフェース727は、シャフトアセンブリコントローラ722及び／

又は電源管理コントローラ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、電源アセンブリ706と統合され得る。交換式シャフトアセンブリ704がハンドルアセンブリ702に連結されている一方で、出力装置742とシャフトアセンブリコントローラ722との間の通信はインターフェース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）について説明したが、本開示は、ここで、外科用器具10（図1～図5）及び制御回路700の様々な構成に移る。

【0072】

図18は、本開示の一態様による、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、イービーム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、イービーム614と、RFカートリッジ609（破線で示される）と交換され得る取り外し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、イービーム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るように構成されてもよい。開示の簡潔性及び明瞭性のために、本開示のいくつかの態様を、図18を参照して説明することができる。図18に概略的に示されている、制御回路610、センサ638、位置センサ634、エンドエフェクタ602、イービーム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などの構成要素は、本開示の図1～図17に関連して説明されることが理解されるであろう。

【0073】

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に関連して説明される物理的及び機能的等価物構成要素で容易に置換され得る。例えば、一態様では、制御回路610は、図16～図17に関連して示され説明される制御回路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、リミットスイッチ、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、トランジスタ（例えば、FET、接合FET、金属酸化物半導体（MOSFET）、双極など）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AS5055EQFT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とインターフェース接続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、磁石の上方に位置し、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設けられた、桁毎法及びボルダーアルゴリズムとしても知られるCORDICプロセッサ（Coordinate Rotation Digital Computer、CORDIC）に連結された、複数のホール効果素子を含み得る。一態様では、エンドエフェクタ602は、図1、図2、及び図4に関連して示され、説明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、イービーム614は、組織切断刃1334をその上に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に関連して示され、説明されるように、アンビル係合タブ又は機構1336及びチャネル係合機構又は脚部1338を更に含んでもよい。一態様では、ステープルカートリッジ618は、図4に関連して示され、説明される標準的な（機械的）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に関連して示され、説明される無線

10

20

30

40

50

周波数（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に関連して示され、説明されるアンビル1810を実装されてもよい。これら及び他のセンサ構成は、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる、「TECHNIQUES FOR ADAPTIVE CONTROL OF MOTOR VELOCITY OF A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」と題する、同一所有者の米国特許出願第15／628,175号に記載されている。

【0074】

イービーム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として表されている位置センサによって測定することができる。イービーム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、イービーム614の位置は、位置センサ634を用い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、イービーム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に記載の制御回路700などの制御回路610は、本明細書に記載されるイービーム614などの変位部材の並進を制御するようにプログラムされてもよい。いくつかの例では、制御回路610は、1つ又は2つ以上のマイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、又はプロセッサ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、例えばイービーム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／カウンタ回路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によって判定されたイービーム614の位置をタイマー／カウンタ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）におけるイービーム614の位置を判定することができる。タイマー／カウンタ回路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もよい。

【0075】

制御回路610は、モータ設定点信号622を生成してもよい。モータ設定点信号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つ又は2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に示されるモータ505などのブラシ付きDC電気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（direct current、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つ又は2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。

【0076】

モータ604は、エネルギー源612から電力を受け取ることができる。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であってもよい。モータ604は、伝達装置606を介してイービーム614に機械的に連結され得る。伝達装置606は、モータ604をイービーム614に連結するための1つ又は2つ以上のギア又は他の接続構成要素を含んでもよい。位置センサ634は、イービーム614の位置を感知し得る。位置センサ634は、イービーム614の位置を示す位置データ生成発生することができる任意のタイプ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、イービーム614が遠位側及び近位側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、パルスを追跡してイービーム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。他のタイプの位置セ

ンサは、Ｉ－ビーム６１４の動き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６３４は省略されてもよい。モータ６０４がステップモータである場合、制御回路６１０は、モータ６０４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体することによって、Ｉ－ビーム６１４の位置を追跡することができる。位置センサ６３４は、エンドエフェクタ６０２内、又は器具の任意の他の部分に位置してもよい。

【００７７】

制御回路６１０は、１つ又は２つ以上のセンサ６３８と通信してもよい。センサ６３８は、エンドエフェクタ６０２上に位置付けられ、外科用器具６００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６３８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６０２の１つ又は２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６３８は、１つ又は２つ以上のセンサを含んでもよい。

【００７８】

１つ又は２つ以上のセンサ６３８は、クランプ状態の間のアンビル６１６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６３８は、アンビル６１６とステープルカートリッジ６１８との間に圧縮された組織の存在によって生成される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６３８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、アンビル６１６とステープルカートリッジ６１８との間に位置する組織切片のインピーダンスを検出するように構成されてもよい。

【００７９】

センサ６３８は、閉鎖駆動システムによってアンビル６１６に及ぼされる力を測定するように構成され得る。例えば、１つ又は２つ以上のセンサ６３８は、閉鎖管１９１０によってアンビル６１６に適用される閉鎖力を検出するために、閉鎖管１９１０（図１～図４）とアンビル６１６との間の相互作用点に位置してもよい。アンビル６１６に対して及ぼされる力は、アンビル６１６とステープルカートリッジ６１８との間に捕捉された組織切片によって経験される組織圧縮を表すものであり得る。１つ又は２つ以上のセンサ６３８は、閉鎖駆動システムに沿った様々な相互作用点に配置されて、閉鎖駆動システムによってアンビル６１６に適用される閉鎖力を検出することができる。１つ又は２つ以上のセンサ６３８は、図１６Ａ～図１６Ｂに記載されているように、プロセッサによる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６１０は、リアルタイムのサンプル測定値を受信して時間ベースの情報を提供し分析し、アンビル６１６に適用される閉鎖力をリアルタイムで評価する。

【００８０】

モータ６０４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６３６を用いることができる。Ｉ－ビーム６１４を前進させるのに必要な力は、モータ６０４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６１０に提供される。

【００８１】

ＲＦエネルギー源４００は、エンドエフェクタ６０２に連結され、ＲＦカートリッジ６０９がステープルカートリッジ６１８の代わりにエンドエフェクタ６０２内に位置するとき、ＲＦカートリッジ６０９に印加される。制御回路６１０は、ＲＦカートリッジ６０９へのＲＦエネルギーの送達を制御する。

【００８２】

電気外科用器具は、電気外科用エネルギーを印加して組織をシールする。しかしながら、電気外科用エネルギーの印加は、全ての組織のタイプに対して最適化されていない。いくつかのタイプの組織は、一形態での電気外科用エネルギーの印加を必要とし、他のタイ

10

20

30

40

50

プの組織は、別の形態での電気外科用エネルギーの印加を必要とする。したがって、クランプ処置中に一形態の電気外科用エネルギーを印加して、組織を切断及び広げて、クランププロセス後に、別の形態で電気外科用エネルギーを印加して、ナイフを前進させて組織を切り離す前に組織をシールすることによって、異なる組織のタイプを治療することが望ましいであろう。したがって、本開示は、異なる期間にわたって異なる電極構成を通電して、組織上のジョーを閉鎖すること、電気外科用エネルギーを印加して組織をシールすること、及び切断要素を発射して組織を切断することなどのエンドエフェクタのジョーの異なる機能の各々を組み合わせる又は調整するように構成された電気外科カートリッジを提供する。

【0083】

図19は、本開示のいくつかの態様による、細長いチャンネル5004によって支持される、例えば無線周波数(RF)カートリッジ5002などの電気外科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を通して延在する細長いスロット5014を備えてもよい。RFカートリッジ5002は、第1の電極5006、5008及び第2の電極5010、5012を備え得る。第1の電極は、細長いスロット5014によって分離された第1の電極セグメント5006及び第2の電極セグメント5008を備えてもよい。第2の電極は、細長いスロット5014によって分離された第3の電極セグメント5010及び第4の電極セグメント5012を備えてもよい。第1及び第2の電極セグメント5006、5008は、RFカートリッジの横方向縁部5016、5018に近くてもよく、第3及び第4の電極セグメント5010、5012は、細長いスロット5014に近くてもよい。第1及び第2の電極は、ジョー部材5000が別のジョー部材と共に閉鎖位置にあるとき、第1の電極5006、5008と他のジョー部材との間の距離が、第2の電極5010、5012と他のジョー部材との間の距離よりも大きいように配列されてもよい。更に、第1及び第2の電極セグメント5006、5008の中央縁部5020、5022は、第1及び第2の電極セグメント5006、5008の横方向縁部5024、5026よりも他のジョー部材に近くてもよい。例えば、第1及び第2の電極セグメント5006、5008は、第3及び第4の電極セグメント5010、5012と角度 α をなしてもよい。第1及び第2の電極セグメント5006、5008の幅W1は、第3及び第4の電極セグメント5010、5012の幅W2よりも大きくてもよい。一例として、第1及び第2の電極セグメント5006、5008の幅W1は0.060インチであってもよく、第3及び第4の電極セグメント5006、5008の幅W2は0.020インチであってもよい。

【0084】

図20は、本開示のいくつかの態様による、第1の電極の動作を示す図5100である。水平軸は時間 t を表し、縦軸は閉鎖力(「force to close、FTC」)を表す。例えば一方がジョー部材5000である2つのジョーを備えるエンドエフェクタは、ジョーが開いた状態で器官、例えば肝臓に挿入されてもよい。次いで、エンドエフェクタは、クランプを開始する。例えば、図19に示されるジョー部材5000は、別のジョー部材に接近し、それらの間の組織に力を加える。クランプの間、RFエネルギーは、網掛け領域5104によって示されるように、第1の電極5006、5008に供給される。第1の電極5006、5008に供給されるRFエネルギーは、例えば、切断され、広がった柔組織に供給される。図20に示すように、FTC5102は、開始時に増加し、その後徐々に減少する。第1の電極5006、5008に供給されるRFエネルギーは、FTC5102が閾値を下回る時間として決定され得る第1の時点 t_1 で停止されてもよい。第1の時点 t_1 はまた、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決定されてもよい。

【0085】

図21は、本開示のいくつかの態様による、第2の電極の動作を示す図5200である。水平軸は時間 t を表し、縦軸は発射力(force to fire、FTF)を表す。図21に示すように、RFエネルギーは、網掛けエリア5204によって示されるように、第1の時間

10

20

30

40

50

t_1 の後に第2の電極5010、5012に切り替えられる。2つの網掛けエリア5104及び5204は同じ高さを有するものとして示されているが、第1の電極5006、5008に供給されるRFエネルギーは、第2の電極5010、5012に供給されるRFエネルギーとは異なり得る。第2の電極5010、5012に供給されるRFエネルギーは、例えば、1つ又は2つ以上の容器をシールする。第1の時点 t_1 の後の第2の時点 t_2 において、FTF曲線5202によって示されるように、切断部材、例えばナイフが前進又は発射を開始してもよい。第2の時点 t_2 の後の第3の時点 t_3 において第2の電極5010、5012に供給されるRFエネルギーは、例えば停止されてもよい。本開示のいくつかの態様では、第2の電極5010、5012に供給されるRFエネルギーの開始は、第1の電極5006、5008に供給されるRFエネルギーの終了に直接追従しなくてもよい。

10

【0086】

図22は、本開示の一態様による治療用電気外科用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、電気外科用エネルギーは、例えば、RFエネルギーである。治療用電気外科用エネルギーは、例えば肝臓などの手術部位を切断する及び凝固させるために、適用されてもよい。電気外科用エネルギーは、閉鎖又はクランプ中に組織溶接に使用するために、横方向にセグメント化された電極によって印加されてもよい（組織溶着の進行のディスプレイフィードバックを含む）。閉鎖又はクランプと同時に電気外科用エネルギーを自動的に適用することを可能にするために、二次エネルギースイッチを用いてもよい。柔組織溶接後の血管溶着のための、より薄い間隙を有する二次電極セットも提供され得る。

20

【0087】

プロセス5300は、図18に示される外科用器具600と共に実装され、制御回路610によって制御されてもよい。したがって、制御回路610は、タイマー／カウンタ回路631によって測定される第1の期間において、RFエネルギー源400を通じてエンドエフェクタ602のRFカートリッジ609に電気外科用エネルギーを供給するように構成されている（5302）。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のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結可能である。次いで、アンビル616がRFカートリッジ609上で閉鎖され、タイマー／カウンタ回路631によって決定されるように、第1の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加える（5304）。次いで、制御回路610は、第1の期間の終了後にタイマー／カウンタ回路631によって決定されるように、第2の期間において、エンドエフェクタ602のRFカートリッジ609の第2の電極に電気外科用エネルギーを供給する（5306）。制御回路610は、第2の期間の少なくとも一部の間に、イービーム614などのナイフを、組織を通して前進させるようにモータ608を動作させるように構成されている。

30

【0088】

外科用器具の態様は、本明細書で開示する具体的な詳細を伴わずに実施され得る。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記憶されたデータ上で動作する命令に関して提示されてもよい。一般的な意味で、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの任意の組み合わせによって、個々にかつ／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態様を、様々なタイプの「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」は、少なくとも1つの個々の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの特定用途向け集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムで構成された汎用コンピュータ装置（例えば、本明細書で説明するプロセス及び／又は装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成された汎用コンピュータ又はプロセッサ）を形成する電気回路、メモリ装置を形成する（例えば、ランダムアクセスメモリの形態）電気回路、及び／又は、通信装置（例えばモデム、通信スイッチ、又は光学電気機器）を形成する電気回路を含む。これらの

40

50

態様は、アナログ若しくはデジタル形式、又はこれらの組み合わせで実装されてもよい。

【0089】

前述の説明は、1つ又は2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／又は実施例の使用を介した装置及び／又はプロセスの態様を記載している。このようなブロック図、フローチャート、又は実施例内の各機能及び／又は動作は、様々なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの事実上の任意の組み合わせによって、個々に及び／又は集合的に実装することができる。一態様では、本明細書に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（Application Specific Integrated Circuit、ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array、FPGA）、デジタル信号プロセッサ（digital signal processor、DSP）、プログラム可能論理デバイス（Programmable Logic Device、PLD）、回路、レジスタ及び／又はソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理、及び／又はハードウェア及びソフトウェア構成要素、論理ゲート、又は他の集積形式の組み合わせを介して実装することができる。本明細書で開示するいくつかの態様は、全体的又は部分的に、集積回路で、1つ又は2つ以上のコンピュータで実行される1つ又は2つ以上のコンピュータプログラムとして（例えば、1つ又は2つ以上のコンピュータシステムで実行される1つ又は2つ以上のプログラムとして）、1つ又は2つ以上のプロセッサで実行される1つ又は2つ以上のプログラムとして（例えば、1つ又は2つ以上のマイクロプロセッサで実行される1つ又は2つ以上のプログラムとして）、ファームウェアとして、又は実質的にそれらの任意の組み合わせとして、同等に実装することができ、回路の設計、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の記述は、本開示を鑑みれば当業者の技術の範囲内であろう。

【0090】

開示される主題の機構は、多様な形式でプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載される主題の例示的な態様が、配布を実際に行うために使用される信号搬送媒体の特定のタイプにかかわらず用いられる。信号搬送媒体の例としては、記録可能型の媒体、例えば、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク（Compact Disc、CD）、デジタルビデオディスク（Digital Video Disk、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、光ファイバケーブル、導波管、導電体通信リンク、無導電体通信リンク（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。

【0091】

これらの態様の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されている。包括的であることも、開示される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。これらの態様は、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、想到される特定の使用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。

【0092】

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．外科用器具用のためのエンドエフェクタであって、第1ジョーと第2ジョーとを備え、第1のジョー及び第2のジョーのうちの少なくとも一方は、第1のジョー及び第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、第1のジョーと第2の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のジョーが、細長いチャネルと、細長いチャネルに取り外し可能に連結されたカートリッジと、を備え、そのカートリッジが、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極と、を備え第2の位置において、第1の電極と第1のジョーとの間の距離が

、第2の電極と第1のジョーとの間の距離よりも大きい、エンドエフェクタ。

【0093】

実施例2．カートリッジが、中央に位置する細長いスロットを更に備え、第1の電極が、細長いスロットによって分離された第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の電極が、細長いスロットによって分離された第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、実施例1に記載のエンドエフェクタ。

【0094】

実施例3．第1及び第2の電極セグメントの幅が、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。

【0095】

実施例4．第3及び第4の電極セグメントが、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している、実施例2～実施例3のうちの1つ又は2つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0096】

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部と第1のジョーとの間の距離が、第1の電極セグメントの横方向縁部と第1の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部と第1のジョーとの間の距離が、第2の電極セグメントの横方向縁部と第1のジョーとの間の距離よりも小さい、実施例2～実施例4のうちの1つ又は2つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0097】

実施例6．第1の電極が、第1の期間において、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、第2の電極が、第1の期間の後の第2の期間において、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、実施例1～実施例5のうちの1つ又は2つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0098】

実施例7．第1及び第2のジョーが、第1の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、エンドエフェクタが、第2の期間の少なくとも一部の間に組織に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。

【0099】

実施例8．ナイフが、第2の期間の開始後に前進を開始す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。

【0100】

実施例9．電気外科用エネルギーが、無線周波数（RF）エネルギーである、実施例1～実施例8のうちの1つ又は2つ以上に記載のエンドエフェクタ。

【0101】

実施例10．外科用器具のためのエンドエフェクタにおいて使用するためのカートリッジであって、外科用器具が、第1のジョーと第2のジョーとを備え、第1ジョー及び第2のジョーのうちの少なくとも一方は、第1ジョー及び第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、第1ジョーと第2の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、カートリッジが、第2のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結されるように構成されており、カートリッジが、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極であって、第2の位置において、第1の電極と第1のジョーとの間の距離が、第2の電極と第1のジョーとの間の距離よりも大きい、第2の電極と、を備える、カートリッジ。

【0102】

実施例11．中央に位置する細長いスロットを更に備え、第1の電極が、細長いスロットによって分離された第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の電極が、細長いスロットによって分離された第3の電極セグメント及び第4の電極セグメン

10

20

30

40

50

トを備える、実施例 10 に記載のカートリッジ。

【0103】

実施例 12. 第 1 及び第 2 の電極セグメントの幅が、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。

【0104】

実施例 13. 第 3 及び第 4 の電極セグメントが、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している、実施例 11～実施例 12 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載のカートリッジ。

【0105】

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部と第 1 のジョーとの間の距離が、第 1 の電極セグメントの横方向縁部と第 1 の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部と第 1 のジョーとの間の距離が、第 2 の電極セグメントの横方向縁部と第 1 のジョーとの間の距離よりも小さい、実施例 11～実施例 13 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載のカートリッジ。

【0106】

実施例 15. 第 1 の電極が、第 1 の期間において、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、第 2 の電極が、第 1 の期間の後の第 2 の期間において、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、実施例 10～実施例 14 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載のカートリッジ。

【0107】

実施例 16. 電気外科用エネルギーが、無線周波数 (RF) エネルギーを含む、実施例 10～実施例 15 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載のカートリッジ。

【0108】

実施例 17. 方法であって、第 1 の期間において、カートリッジの第 1 の電極に電気外科用エネルギーを供給することであって、カートリッジが、外科用器具のエンドエフェクタの第 1 のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結可能である、供給することと、第 1 の期間後の第 2 の期間において、カートリッジの第 2 の電極に電気外科用エネルギーを供給することと、を含む、方法。

【0109】

実施例 18. 第 1 の期間の少なくとも一部の間に、第 1 のジョーで組織に力を印加することと、前記第 2 の期間の少なくとも一部の間に、ナイフを組織に前進させることと、を更に含む、実施例 17 に記載の方法。

【0110】

実施例 19. ナイフを前進させることが、第 2 の期間の開始後に開始する、実施例 18 に記載の方法。

【0111】

実施例 20. エンドエフェクタが、第 2 のジョーを更に備え、方法は、第 1 のジョー及び第 2 のジョーのうちの少なくとも一方を、第 1 のジョー及び第 2 のジョーのうちの他方から離間された第 1 の位置から、第 1 のジョーと第 2 の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 の位置まで移動させることを更に含み、第 2 の位置において、第 1 の電極と第 2 のジョーとの間の距離が、第 2 の電極と前記第 2 のジョーとの間の距離よりも大きい、実施例 17～実施例 19 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載の方法。

【0112】

実施例 21. 電気外科用エネルギーを供給することが、無線周波数 (RF) エネルギーを供給することを含む、実施例 17～実施例 20 のうちの 1 つ又は 2 つ以上に記載の方法。

【0113】

〔実施の態様〕

(1) 外科用器具のためのエンドエフェクタであって、

第 1 のジョーと、

第 2 のジョーであって、前記第 1 のジョー及び前記第 2 のジョーのうちの少なくとも一

10

20

30

40

50

方は、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、前記第1のジョーと前記第2のジョーとの間の空間が前記第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、前記第2のジョーが、

細長いチャンネルと、

前記細長いチャンネルに取り外し可能に連結されたカートリッジであって、組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極と、を備え、前記第2の位置において、前記第1の電極と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極と前記第1のジョーとの間の距離よりも大きく、

前記第1の電極は、前記第1及び第2のジョーが前記第1の位置から前記第2の位置まで移動しているとき、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極は、前記第2の位置において前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、カートリッジと、を備える、第2のジョーと、を備える、エンドエフェクタ。

(2) 前記カートリッジが、中央に位置する細長いスロットを更に備え、

前記第1の電極が、前記細長いスロットによって分離された第1の電極セグメント及び第2の電極セグメントを備え、

前記第2の電極が、前記細長いスロットによって分離された第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、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(3) 前記第1及び第2の電極セグメントの幅が、前記第3及び第4の電極セグメントの幅よりも大きい、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

(4) 前記第3及び第4の電極セグメントが、前記第1の電極セグメントと前記第2の電極セグメントとの間に位置している、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

(5) 前記第2の位置において、

前記第1の電極セグメントの中央縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第1の電極セグメントの横方向縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さく、

前記第2の電極セグメントの中央縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極セグメントの横方向縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さい、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

【0114】

(6) 前記第1の電極が、第1の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極が、前記第1の期間の後の第2の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(7) 前記第1及び第2のジョーが、前記第1の期間の少なくとも一部の間に前記組織に力を印加するように構成されており、

前記エンドエフェクタが、前記第2の期間の少なくとも一部の間に前記組織に前進するように構成されたナイフを更に備える、実施態様6に記載のエンドエフェクタ。

(8) 前記ナイフが、前記第2の期間の開始後に前進を開始するように構成されている、実施態様7に記載のエンドエフェクタ。

(9) 前記電気外科用エネルギーが、無線周波数(RF)エネルギーを含む、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(10) 外科用器具のためのエンドエフェクタにおいて使用するためのカートリッジであって、前記外科用器具が、第1のジョーと第2のジョーとを備え、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの少なくとも一方は、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、前記第1のジョーと前記第2のジョーとの間の空間が前記第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、前記カートリッジが、前記第2のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結されるように構成されており、前記カートリッジが、

10

20

30

40

50

組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第1の電極と、

前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成された第2の電極であって、前記第2の位置において、前記第1の電極と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極と前記第1のジョーとの間の距離よりも大きい、第2の電極と、を備え、

前記第1の電極は、前記第1及び第2のジョーが前記第1の位置から前記第2の位置まで移動しているとき、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極は、前記第2の位置において前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、カートリッジ。

【0115】

(11) 中央に位置する細長いスロットを更に備え、

前記第1の電極が、前記細長いスロットによって分離された第1の電極セグメント及び第2の電極セグメントを備え、

前記第2の電極が、前記細長いスロットによって分離された第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、実施態様10に記載のカートリッジ。

(12) 前記第1及び第2の電極セグメントの幅が、前記第3及び第4の電極セグメントの第2の幅よりも大きい、実施態様11に記載のカートリッジ。

(13) 前記第3及び第4の電極セグメントが、前記第1の電極セグメントと前記第2の電極セグメントとの間に位置している、実施態様11に記載のカートリッジ。

(14) 前記第2の位置において、

前記第1の電極セグメントの中央縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第1の電極セグメントの横方向縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さく、

前記第2の電極セグメントの中央縁部と前記第1のジョーとの間の距離が、前記第2の電極セグメントの横方向縁部と前記第1のジョーとの間の距離よりも小さい、実施態様11に記載のカートリッジ。

(15) 前記第1の電極が、第1の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されており、

前記第2の電極が、前記第1の期間の後の第2の期間において、前記組織に電気外科用エネルギーを印加するように構成されている、実施態様10に記載のカートリッジ。

【0116】

(16) 前記電気外科用エネルギーが、無線周波数(RF)エネルギーを含む、実施態様10に記載のカートリッジ。

(17) 方法であって、

前記第1及び第2のジョーが前記第1の位置から前記第2の位置まで移動しているとき、第1の期間において、カートリッジの第1の電極に電気外科用エネルギーを供給することであって、前記カートリッジが、外科用器具のエンドエフェクタの第1のジョーの細長いチャンネルに取り外し可能に連結可能である、供給することと、

前記第1及び第2のジョーが前記第1の期間後に前記第2の位置にあるとき、第2の期間において、前記カートリッジの第2の電極に電気外科用エネルギーを供給することと、を含む、方法。

(18) 前記第1の期間の少なくとも一部の間に、前記第1のジョーで組織に力を印加することと、

前記第2の期間の少なくとも一部の間に、ナイフを前記組織に前進させることと、を更に含む、実施態様17に記載の方法。

(19) 前記ナイフを前進させることが、前記第2の期間の開始後に開始する、実施態様18に記載の方法。

(20) 前記エンドエフェクタが、第2のジョーを更に備え、前記方法は、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの少なくとも一方を、前記第1のジョー及び前記第2のジョーのうちの他方から離間された第1の位置から、前記第1のジョーと前記第2のジョーとの間の空間が前記第1の位置の空間よりも小さい第2の位置まで移動させることを更に含み、前記第2の位置において、前記第1の電極と前記第2のジョーとの間の距離が

10

20

30

40

50

、前記第 2 の電極と前記第 2 のジョーとの間の距離よりも大きい、実施態様 17 に記載の方法。

【0117】

(21) 電気外科用エネルギーを供給することが、無線周波数 (RF) エネルギーを供給することを含む、実施態様 17 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【図面】
【図 1】

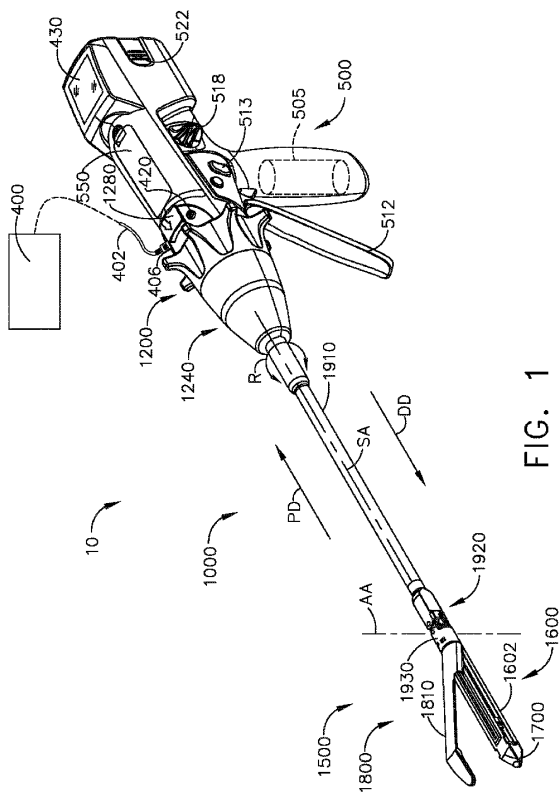


FIG. 1

【図 2】

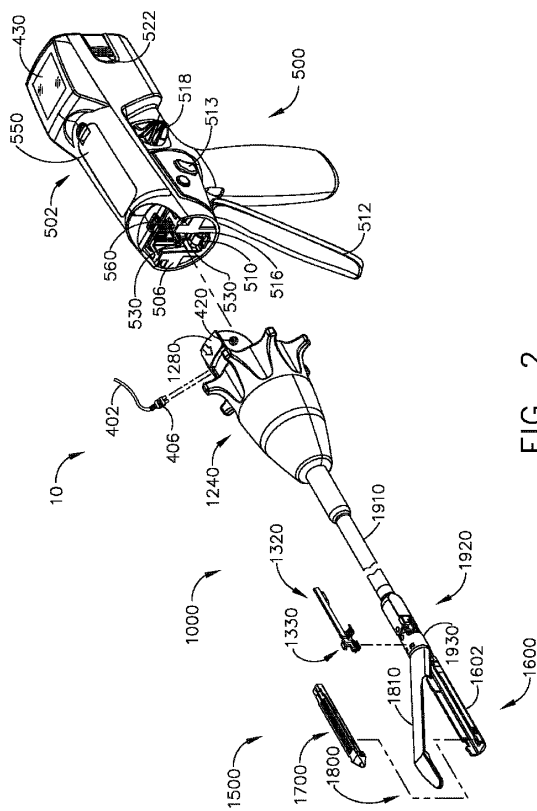


FIG. 2

10

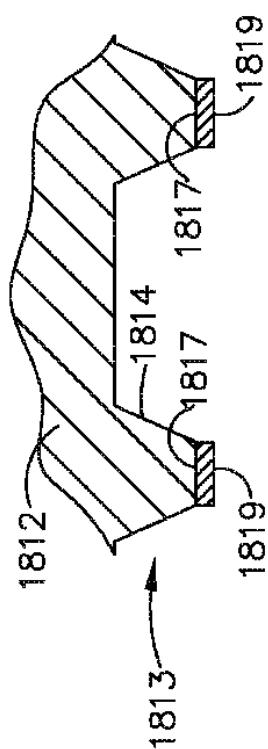
20

30

40

50

【圖 7】



【圖 8】

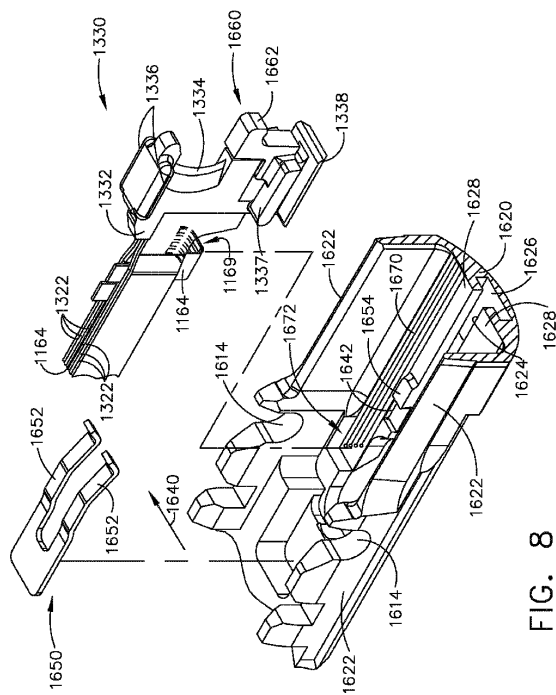
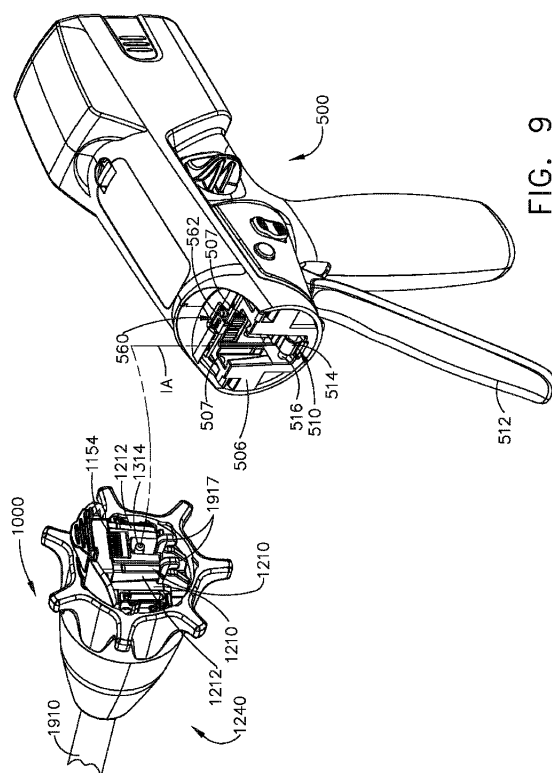


FIG. 8

【図 9】



【図 10】

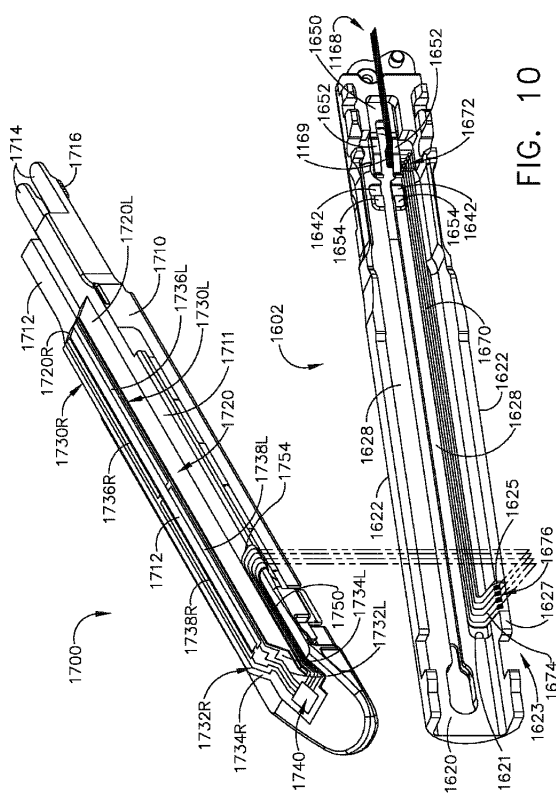


FIG. 10

【図 1 1】

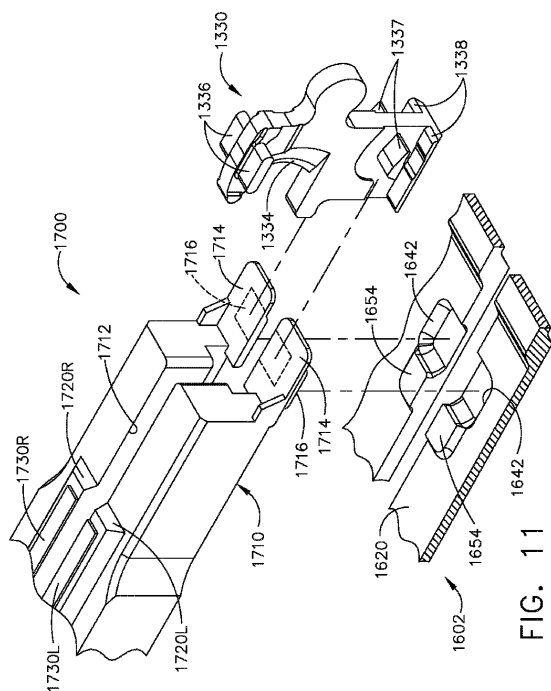


FIG. 11

【図 12】

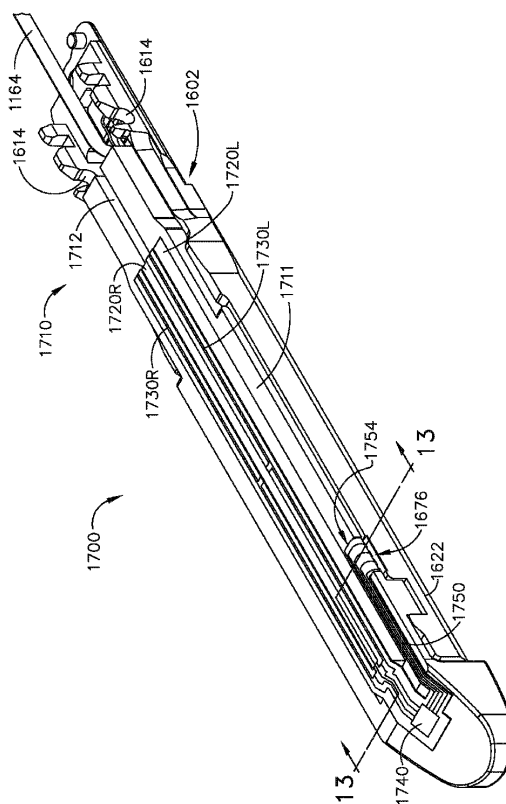


FIG. 12

【図 13】

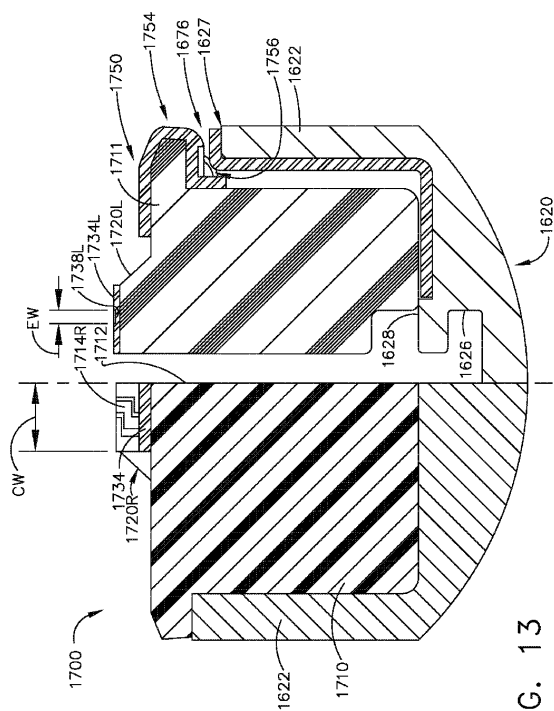


FIG. 13

【図 14】

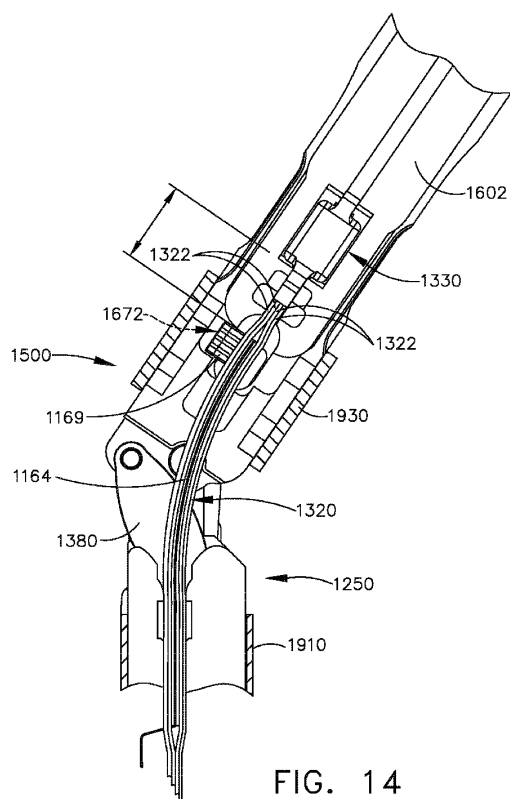


FIG. 14

【図 15】

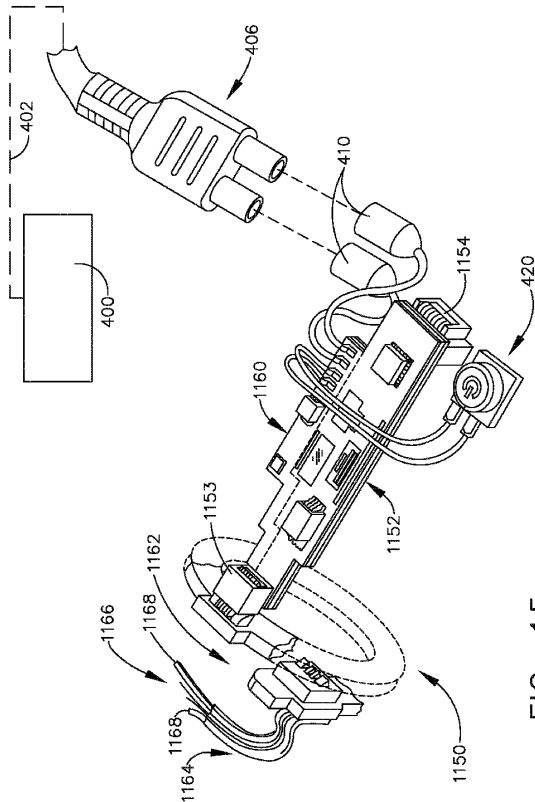
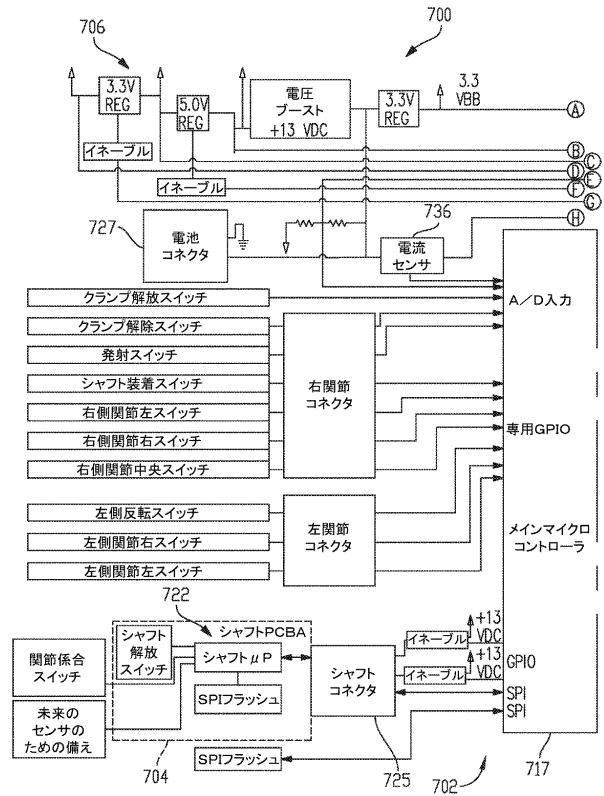


FIG. 15

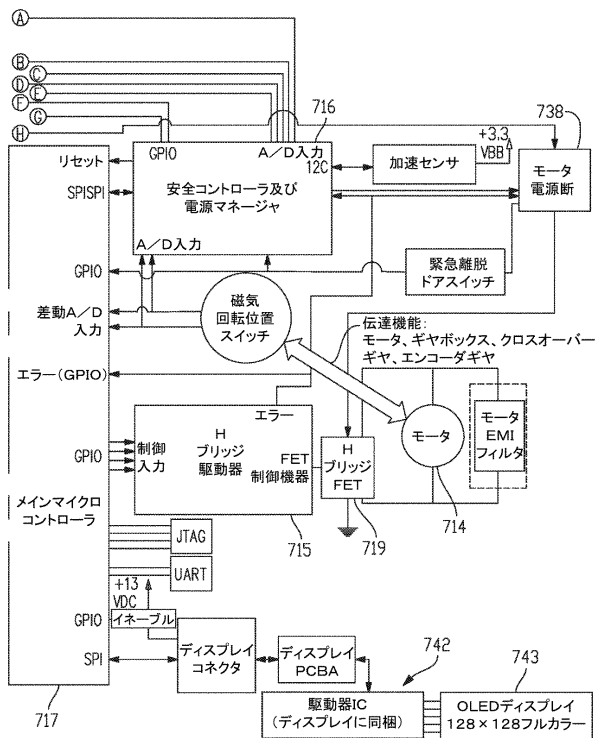
【図 16 A】



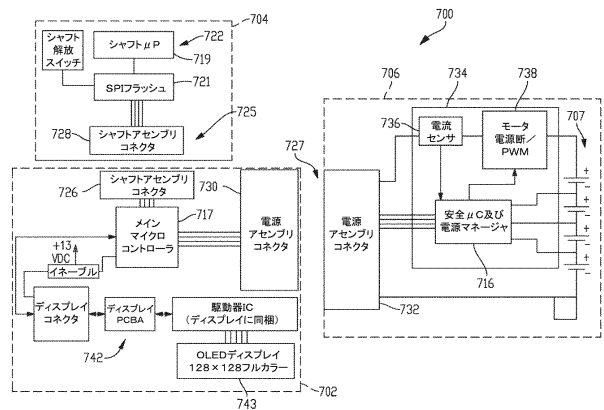
10

20

【図 16 B】



【図 17】



30

40

50

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 ウィデンハウス・タマラ
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 石川 薫
(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 8 9 8 3 5 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 7 1 1 6 3 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 0 1 6 4 1 3 (U S , A 1)
特開 2 0 1 2 - 1 6 6 0 5 7 (J P , A)
(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 0 6 8 - 1 7 / 0 7 2
A 6 1 B 1 8 / 1 2 - 1 8 / 1 6