

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号
特表2023-508536
(P2023-508536A)

(43)公表日 令和5年3月2日(2023.3.2)

(51)国際特許分類

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 5 1 0 4 C 1 6 0

A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 18/14

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全129頁)			
(21)出願番号	特願2022-540410(P2022-540410)	(71)出願人	506157570
(86)(22)出願日	令和2年12月3日(2020.12.3)		シラグ・ゲーエムベーハー・インターナ
(85)翻訳文提出日	令和4年8月5日(2022.8.5)		ショナル
(86)国際出願番号	PCT/IB2020/061443		C i l a g G M B H I n t e r n a t
(87)国際公開番号	WO2021/137054		i o n a l
(87)国際公開日	令和3年7月8日(2021.7.8)		スイス国 6 3 0 0 ツーク グベルシュ
(31)優先権主張番号	62/955,292		トラッセ 3 4
(32)優先日	令和1年12月30日(2019.12.30)	(74)代理人	100088605
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 加藤 公延
(31)優先権主張番号	16/951,259	(74)代理人	100130384
(32)優先日	令和2年11月18日(2020.11.18)		弁理士 大島 孝文
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	(72)発明者	サーリー・ジョン・エム
(81)指定国・地域	AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA		アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ
	最終頁に続く		州、シンシナティ、クリーク・ロード
			4 5 4 5
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 外科手術用デバイスの強化された多用途性及び性能のための多層クランプアームパッド

(57)【要約】

組織を把持するように構成されたエンドエフェクタが、本明細書に開示される。エンドエフェクタは、超音波エネルギーを組織及びクランプアームに伝達するように構成された超音波ブレードを含む。クランプアームは、導電性材料及び非導電性材料を含むクランプアームパッドを含む。クランプアームパッドは、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、電極は、組織を通して高周波エネルギー回路のリターン電極に高周波エネルギーを伝達するように構成されており、非導電性材料は、クランプアームパッドがエンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に導電性材料と超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように、構成されている。

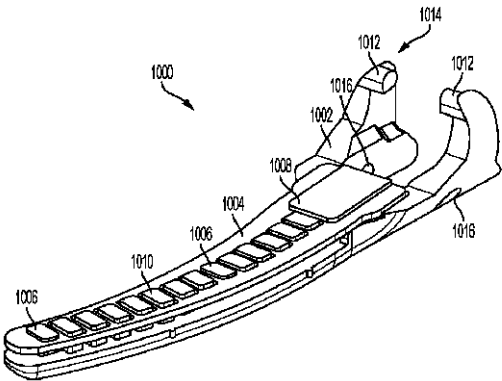


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、

超音波トランスデューサに連結されるように構成された超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが、超音波エネルギーを前記組織に伝達するように構成されている、超音波ブレードと、

クランプアームパッドを備えるクランプアームであって、前記クランプアームパッドが、

導電性材料、及び

非導電性材料、を備える、クランプアームと、を備え、

前記クランプアームパッドが、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、前記電極が、前記組織を通して前記高周波エネルギー回路のリターン電極に高周波エネルギーを伝達するように構成されており、前記非導電性材料が、前記クランプアームパッドが前記エンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に前記導電性材料と前記超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている、エンドエフェクタ。

【請求項 2】

前記クランプアームパッドが、前記非導電性材料と前記導電性材料との間に配置された中間層を更に含む、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 3】

前記中間層が、前記導電性材料に前記非導電性材料を接合するように構成された接着剤である、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記中間層が、ペルフルオロアルコキシルカンを含む、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 5】

前記中間層が、 $25.4\text{ }\mu\text{m}$ (0.001 インチ) 以上及び $127\text{ }\mu\text{m}$ (0.005 インチ) 以下の厚さを含む、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 6】

前記超音波ブレードが、前記高周波エネルギー回路の前記リターン電極として構成されている、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 7】

前記非導電性材料及び前記導電性材料が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 8】

前記導電性材料が、導電性繊維を更に含む、請求項 7 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 9】

前記導電性繊維が、炭素、ステンレス鋼、及び銀のうちの少なくとも 1 種、又はこれらの組み合わせを含む、請求項 8 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 10】

前記導電性材料が、前記非導電性材料の上面の一部の周囲に配置されている、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 11】

前記導電性材料が、前記導電性材料の所望の劣化に関連する所定のパターンを含む、請求項 10 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 12】

前記所定のパターンが蛇行している、請求項 11 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 13】

前記所定のパターンが、前記クランプアームパッドの周辺周囲に構成されている、請求

10

20

30

40

50

項 10 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 14】

超音波ブレードと共に組織を把持するように構成されたクランプアームであって、前記クランプアームがクランプアームパッドを備え、前記クランプアームパッドが、

チャンネルを画定する導電層、及び

非導電層、を備え、前記非導電層が前記導電層に隣接して位置付けられ、それによって、前記非導電層の少なくとも一部分が前記チャンネルを通して位置付けられ、前記クランプアームパッドが、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、前記非導電性材料が、前記導電性材料と前記超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている、クランプアーム。

10

【請求項 15】

前記クランプアームパッドが、前記非導電層と前記導電層との間に配置された中間層を更に含む、請求項 14 に記載のクランプアーム。

【請求項 16】

前記中間層が、前記導電層に前記非導電層を接合するように構成された接着剤である、請求項 15 に記載のクランプアーム。

【請求項 17】

前記非導電層及び前記導電層が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、請求項 14 に記載のクランプアーム。

【請求項 18】

前記導電層が、前記ポリテトラフルオロエチレン全体にドーブされた導電性繊維を更に含む、請求項 17 に記載のクランプアーム。

20

【請求項 19】

組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、
、
超音波ブレードと、
クランプアームパッドを備えるクランプアームであって、前記クランプアームパッドが
、

導電性材料、及び

非導電性材料、を備える、クランプアームと、を備え、

30

前記非導電性材料が、前記クランプアームパッドが前記エンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に、前記導電性材料が前記超音波ブレードから所定の距離だけ離れて位置付けられるのを防止するように構成されている、エンドエフェクタ。

【請求項 20】

前記クランプアームパッドが、前記非導電性材料層と前記導電性材料層との間に配置された接着剤層を更に含み、前記接着剤層が、前記非導電性材料を前記導電性材料に接合するように構成されている、請求項 19 に記載のエンドエフェクタ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

(関連出願の相互参照)

本出願は、米国特許法第 119 条 (e) に基づき、その開示の全体が参照により本明細書に組み込まれる、「COMBINATION ENERGY MODALITY END-EFFECTOR」と題する、2019 年 12 月 30 日出願の米国仮特許出願第 62 / 955, 292 号に対する優先権を主張する。

【0002】

(発明の分野)

本開示は、概して、複数のエネルギーモダリティで動作するように適合及び構成され、複数のエネルギーモダリティを、同時に、独立して、又は順次適用して用いることにより組織を封止及び切断することを可能にするエンドエフェクタに関する。より具体的には、

50

本開示は、例えば単極又は双極ラジオ波（RF）などの超音波及び電気外科用の複合式システムを使用する外科用器具と共に動作して、超音波及び電気外科エネルギーモダリティを、同時に、独立して、又は順次適用して用いることにより、組織を封止及び切断することを可能にするように適合され、構成されたエンドエフェクタに関する。エネルギーモダリティは、組織パラメータ又は他のアルゴリズムに基づいて適用され得る。エンドエフェクタは、手持ち式外科用システム又はロボット外科用システムに結合するように適合及び構成され得る。

【背景技術】

【0003】

超音波エネルギーモダリティを用いる超音波外科用器具は、そのような器具の特殊な性能特性によって、外科手術において、ますます広範囲にわたる用途が見出されている。特定の器具構成及び操作パラメータに応じて、超音波外科用器具は、組織の切断及び凝固による止血を実質的に同時にもたらし、望ましくは、患者の外傷を最小限に抑えることができる。切断行為は、通常、器具の遠位端にあって、エンドエフェクタと接触した組織に超音波エネルギーを伝達するエンドエフェクタ、超音波ブレード、又は超音波ブレードの先端によって実現される。超音波エンドエフェクタは、他の構成要素の中でもとりわけ、超音波ブレード、クランプアーム、及びパッドを備え得る。

【0004】

いくつかの外科用器具は、超音波エネルギーを、正確な切断及び凝固の調節の両方の目的で利用する。超音波エネルギーは、組織と接触しているブレードを振動させることによって切断し凝固させる。超音波ブレードは高周波（例えば、毎秒55,500回）で振動し、組織中のタンパク質を変性させて粘着性の凝塊を形成する。ブレード表面が組織に及ぼす圧力により血管が崩壊され、凝塊が止血封止を形成することを可能にする。切断及び凝固の精度は、外科医の技術、並びに電力レベル、ブレードエッジ、組織のトラクション、及びブレード圧力の調整によって制御される。

【0005】

組織を処置、封止、切断、及び／又は破壊するために、組織に電気エネルギーモダリティを印加するための電気外科用器具もまた、外科手術において、ますます広範な用途が見出されている。電気外科用器具としては、典型的には、1つ以上の電極を備えるエンドエフェクタを、遠位部に取り付けられた器具が挙げられる。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置決めすることができる。電気外科用器具は、双極又は単極動作に構成することができる。双極動作中、電流は、第1の電極（例えば、活性電極）を通して組織内に導入され、第2の電極（例えば、戻り電極）を通して組織から戻される。単極動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、例えば別途患者の体に連結される接地パッドのような戻り電極を介して戻される。組織を流れる電流によって生成される熱は、組織内及び／又は組織間の止血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であってもよい。電気外科用器具のエンドエフェクタは、組織を切除するための、組織及び電極に対して移動可能な切断部材も含み得る。電気外科用エンドエフェクタは、手持ち式器具及びロボット用器具に連結するように、適合及び構成され得る。

【0006】

電気外科用器具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、器具へと伝送され得る。電気エネルギーは、ラジオ波（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の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上昇させることができる。処置により影響を受ける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、又は掘

10

20

30

40

50

り刻みながら、同時に血管を封止するために有用である。結合組織は、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ため、結合組織に対してRFエネルギーが、特に良好に作用する。

【0007】

RFエネルギーは、EN 60601-2-2:2009+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、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、双極RFエネルギー用途において、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、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、典型的には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、組織への熱効果の下側閾値であると認識されている。

10

【0008】

本明細書に記載の性質の超音波外科用器具及び電気外科用器具は、直視下外科手術、低侵襲外科手術、又は非侵襲的外科手術のために構成することができる。低侵襲外科手術は、関節又は体腔内の状態を視覚化及び治療するために、小さな切開部を通して挿入されたカメラ及び器具の使用を伴う。低侵襲手術は、身体内で完全に実行され得るか、又は状況によっては、より小さいアプローチ用切開部と一緒に使用され得る。これらの組み合わせられたアプローチは、例えば、「関節鏡、腹腔鏡、又は胸腔鏡支援手術」として知られる。本明細書に記載の外科用器具はまた、例えば、内視鏡外科手術などの非侵襲的手術で使用する事ができる。器具は、手持ち式器具又はロボットを使用して外科医によって制御され得る。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

これらの外科用器具を利用する課題は、治療される組織のタイプに応じて、単一又は複数のエネルギーモダリティを制御及びカスタマイズすることができないことである。現在の外科用器具の欠陥のいくつかを克服し、組織の治療、封止、若しくは切断、又はそれらの組み合わせの品質を改善するエンドエフェクタを提供することが望ましいであろう。本明細書に記載の、エネルギーモダリティ複合式エンドエフェクタは、上記の欠陥を克服し、組織の治療、封止、若しくは切断、又はそれらの組み合わせの品質を改善するものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

一態様では、組織を切開し凝固させるための装置が提供される。その装置は、外科用器具を備え、その外科用器具は、複数のエネルギーモダリティを、その遠位端で組織に送達するように適合及び構成されているエンドエフェクタを備える。エネルギーモダリティは、同時に、独立して、又は順次適用され得る。発生器は、外科用器具と電氣的に結合され、エンドエフェクタに複数のエネルギーモダリティを供給するように構成されている。一態様では、発生器は、エンドエフェクタが組織と相互作用することを可能にするために、電気外科エネルギー（例えば、単極又は双極ラジオ波（RF）エネルギー）及び超音波エネルギーをエンドエフェクタに供給するように構成される。エネルギーモダリティは、単一の発生器又は複数の発生器によって、エンドエフェクタに供給され得る。

40

【0011】

様々な態様では、本開示は、少なくとも2つのエネルギータイプ（例えば、超音波、単極RF、双極RF、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション [IRE]）を、組織に送達するように構成されている外科用器具を提供する。外科用器具は、エネルギー

50

を起動するための第1の起動ボタンと、起動ボタンのエネルギーモードを選択するための第2のボタンと、を含む。第2のボタンは、少なくとも1つの入力パラメータを使用してエネルギーモードを定義する回路に接続される。入力パラメータは、発生器への接続又はソフトウェア更新を介して、遠隔で修正することができる。

【0012】

一態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、少なくとも1つの電極は、対向する超音波ブレードに対して偏向可能な支持体としての機能を果たす。少なくとも1つの電極は、超音波ブレードを横切り、クランプアームに対して偏向可能であるように構成され、その少なくとも1つの電極下の組織コンプレッションの機械的特性を変化させるための機能を有する。少なくとも1つの電極は、電極と超音波ブレードとの間の意図せざる接触を防止するための機能部を含む。

10

【0013】

別の態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、可動クランプジョーは、超音波ブレードとRF電極との間の接触を最小限に抑えるための、少なくとも1つの非付勢型で偏向可能な電極を備える。超音波ブレードパッドは、電極をパッドに固定するための機能を含む。パッドの高さが摩耗したり、又は切断されたりするので、クランプジョーに対する電極の高さは徐々に調整される。ひとたびクランプジョーが超音波ブレードから離れるように移動すると、電極はその新しい位置に留まる。

20

30

【0014】

別の態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、少なくとも1つの双極RF電極は、偏向可能であり、近位側よりも遠位側でより大きく付勢されている。双極RF電極は、クランプジョーに対して偏向可能である。エンドエフェクタは、遠位端の近位側の組織圧迫部の機械的特性を変化させて、クランプによる締付単独での圧力パターンと比べて、より均一な又はより異なるパターンの圧力を作り出すように構成されている。

40

【0015】

別の態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超

50

音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、パッドは、双極 R F 電極は偏向可能であり、エンドエフェクタは偏向可能な電極の長さに沿って可変のコンプレッション／付勢を提供する。エンドエフェクタは、クランプジョーの閉鎖又は締付量に基づいて、電極下の組織コンプレッションの機械的特性を変化させるように構成されている。

【0016】

別の一態様では、本開示は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極 R F 電極を備える。少なくとも1つの電極は、R F 発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、R F 発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様は、パッドは、超音波ブレード支持体に対する支持を提供するための非対称セグメントを含み、電極は移動可能である。非対称セグメント化パッドは、可動双極 R F 電極と協働的に係合するように構成されている。セグメント化された超音波支持パッドは、双極 R F 電極を少なくとも部分的に通って延在する。少なくとも1つのパッド要素は、第2のパッド要素よりも有意に高くなっている。第1のパッド要素は、双極 R F 電極を完全に通って延在し、第2のパッド要素は、双極 R F 電極を部分的に通って延在する。第1のパッド要素及び第2のパッド要素は、非類似材料で作製されている。

【0017】

別の一態様では、本開示は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極 R F 電極を備える。少なくとも1つの電極は、R F 発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、R F 発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、偏向可能な電極と組み合わせた電極の物理的パラメータ変動が、組織に送達されるエネルギー密度及び組織の相互作用を変化させるために用いられる。電極の物理面は、その長さに沿って変化し、電極がまた偏向するにつれて、電極の組織に対する接触面積及び／又は電極から組織へのエネルギー密度を変化させる。

【0018】

別の一態様では、本開示は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極 R F 電極を備える。少なくとも1つの電極は、R F 発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、R F 発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、超音波トランスデューサ制御アルゴリズムが提供され、超音波ブレードと電極との間の接触の短絡が検出されたときに、超音波発生器又は R F 発生器によって送達される電力を減少させて、超音波ブレードへの損傷を防止する。超音波ブレード制御アルゴリズムは、電氣的短絡、又は超音波ブレードの電極との接触を監視する。この検出は、電氣的最小閾値を超えたときに超音波トランスデューサの電力／振幅レベルを調整するために使用され、超音波ブレード、超音波発生器、双極 R F 電極、又は双極 R F 発生器への損傷を引き起こすであろう最小閾値よりも低いレベルまで、トランスデューサ電力／振幅の閾値を調整する。監視される電氣的パラメータは、組織のインピーダンス (Z) 又は電氣的連続性であり得る。電力調整は、外科用デバイスの超音波発生器、双極 R F 発生器を遮断することであり得るが、あるいはそれは、電氣的パラメータ、圧力、若しくは時間又はこれらのパラメータの任意の

組み合わせのいずれかに対する比例的応答であり得る。

【0019】

別の態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、クランプジョー機能部又は面が、クランプアームに提供され、組織の粘着を最小限に抑え、組織の制御性を改善する。クランプアームの組織経路又はクランプ領域は、組織経路をクランプアーム／超音波ブレードに対して調整し、所定の接触位置を作り出して、組織が粘着すること及び黒焦げになることを低減するように構成された機能部を含む。

10

【0020】

別の態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。一態様では、部分的に導電性のクランプアームパッドが提供され、電極が完全に摩耗するのを可能にして、超音波ブレードと双極RF電極との間の電氣的短絡を最小限に抑える。クランプアームパッドは、導電性部分及び非導電性部分を含み、これにより、クランプアームパッドは、双極RF電極のうちの1つとして機能することができる一方で、超音波ブレードの摩耗可能な支持構造としても機能する。クランプアームパッドの導電性部分は、パッドの周囲に位置し、超音波ブレード接触領域の直下には位置していない。導電性部分は、分解又は摩耗して、超音波ブレードとのいかなる接触も、導電性パッドの残りの部分の導電性を遮断することも起こさないように構成されている。

20

【0021】

別の態様では、本開示は、組織を把持するように構成されたエンドエフェクタを提供する。エンドエフェクタは、超音波トランスデューサと、クランプアームパッドを含むクランプアームと、に連結されるように構成された超音波ブレードを含む。超音波ブレードは、超音波エネルギーを組織に伝達するように構成されている。クランプアームパッドは、導電性材料と、非導電性材料と、を含む。クランプアームパッドは、高周波エネルギー回路の電極として構成されている。電極は、組織を通して高周波エネルギー回路のリターン電極に高周波エネルギーを伝達するように構成されている。非導電性材料は、クランプアームパッドがエンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に、導電性材料と超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている。

30

【0022】

別の態様では、本開示は、超音波ブレードと共に組織を把持するように構成されたクランプアームを提供する。クランプアームは、チャンネル及び非導電層を画定する導電層を含むクランプアームパッドを含む。非導電層は、非導電性の層の少なくとも一部分がチャンネルを通して位置付けられるように、導電層に隣接して位置付けられる。クランプアームパッドは、高周波エネルギー回路の電極として構成されている。非導電性材料は、導電性材料と超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている。

40

【0023】

別の態様では、本開示は、組織を把持するように構成されたエンドエフェクタを提供する。エンドエフェクタは、超音波ブレードと、クランプアームパッドを含むクランプアームと、を含む。クランプアームパッドは、導電性材料と、非導電性材料と、を含む。導電

50

性材料は、クランプアームパッドがエンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に、導電性材料が超音波ブレードから所定の距離だけ離れて位置付けられるのを防止するように構成されている。

【0024】

前述のものに加えて、様々な他の方法、及び／又はシステム、及び／又はプログラム製品の態様が、本開示の文中（例えば、「請求項」及び／又は詳細な説明）及び／又は図面などの教示において記載されかつ説明される。

【0025】

先の記述は概要であり、したがって、詳細の単純化、一般化、包摂、及び／又は省略を含む場合があり得る。それゆえに、当業者であれば、本「発明の概要」が単に例示的なものに過ぎず、いかなる形であれ限定する意図はないことを、理解するであろう。本明細書に記載される装置及び／若しくはプロセス、並びに／又は他の主題の、他の態様、特徴、及び利点は、本明細書に記載される教示において明らかになるであろう。

【0026】

1つ以上の様々な態様では、関連するシステムは、限定されるものではないが、本明細書で参照する方法の態様に作用するための回路及び／又はプログラミングを含む。その回路及び／又はプログラミングは、本質的に、システム設計者の設計選択に応じて、本明細書で参照する方法の態様に影響するように構成されたハードウェア、ソフトウェア、及び／又はファームウェアの任意の組み合わせであり得る。前述のものに加えて、様々な他の方法及び／又はシステムの態様が、本開示の文中（例えば、請求項及び／又は詳細な説明）及び／又は図面などの教示に記載及び説明される。

【0027】

更に、以下で記述する形態、形態の具現、実施例のうちの任意の1つ以上を、以下で記述する他の形態、形態の具現、実施例のうちの任意の1つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。

【0028】

上記の「発明の概要」はあくまで例示的なものに過ぎず、いかなる意味においても限定を目的としたものではない。上記に述べた例示的な態様、実施形態、及び特徴に加えて、更なる態様、実施形態、及び特徴が、図面及び以下の詳細な説明を参照することにより明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0029】

記載される形態の新規の特徴を、添付の特許請求項で具体的に説明する。しかしながら、記載される形態は、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り最良に理解され得る。

【図1】本開示の少なくとも1つの態様による、超音波／RF複合式装置と共に使用するためのエンドエフェクタのクランプアーム部分の斜視図である。

【図2】本開示の少なくとも1つの態様による、図1に示すクランプアームの分解図である。

【図3】本開示の少なくとも1つの態様による、フレームの斜視図である。

【図4】本開示の少なくとも1つの態様による、フレームの斜視図である。

【図5】本開示の少なくとも1つの態様による、電極の斜視図である。

【図6】本開示の少なくとも1つの態様による、クランプアームパッドの斜視図である。

【図7】本開示の少なくとも1つの態様による、大ギャップパッドの斜視頂面図である。

【図8】本開示の少なくとも1つの態様による、小ギャップパッドの斜視頂面図である。

【図9】図8に示す小ギャップパッドの斜視底面図である。

【図10】本開示の様々な態様による、偏向可能／カンチレバー電極用途のための短縮クランプアームを備えるエフェクタを示す。本開示の少なくとも1つの態様による、短縮クランプアームと、超音波ブレードと、電極と、クランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタの側面図である。

【図 1 1】本開示の様々な態様による、偏向可能／カンチレバー電極用途のための短縮クランプアームを備えるエフェクタを示す。本開示の少なくとも 1 つの態様による、エンドエフェクタの頂面図である。

【図 1 2】本開示の様々な態様による、偏向可能／カンチレバー電極用途のための短縮クランプアームを備えるエフェクタを示す。本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプアームパッドとを備えるクランプアームを示す。

【図 1 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタクランプアームを示す。

【図 1 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタクランプアームを示す。

【図 1 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタクランプアームを示す。

【図 1 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、摩滅した底部リテーナ歯を示し、この摩滅は、予め形成された曲線により、電極がクランプジョーに向かって移動することを可能にするものである。

【図 1 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタクランプアームを示す。

【図 1 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、摩滅したテーパ状のプロファイルを有するリテーナ壁を示し、この摩耗は、テーパ状プロファイル領域を有するリテーナ壁からの十分な溶出／流出があつて、予め形成された曲線によって、電極がクランプジョーに向かって移動することを可能にするものである。

【図 1 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームと、超音波ブレードと、格子クッションと、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための複数のハードスペーサとを備えるエンドエフェクタを示す。開放されたクランプアームと、フレキシブル電極を覆うように配置された、不均一な厚さの組織（ T_{1a} 、 T_{2a} 、 T_{3a} ）を示す。

【図 2 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームと、超音波ブレードと、格子クッションと、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための複数のハードスペーサとを備えるエンドエフェクタを示す。クランプアームが閉鎖されて、組織を圧迫しているのを示す。

【図 2 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームと、超音波ブレードと、格子クッションと、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための複数のハードスペーサとを備えるエンドエフェクタを示す。図 1 9～図 2 0 に示すエンドエフェクタの分解図である。

【図 2 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、導電性ポリマー製クランプアームパッドの断面図である。

【図 2 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、従来の電極に置き換わるように構成されているクランプアームパッドの斜視図である。

【図 2 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 2 3 に記載のクランプアームパッドを備えるクランプアームを示す。

【図 2 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 2 3～図 2 4 に記載されるように構成されているクランプアームパッドを示す。

【図 2 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、組織と接触している複合式クランプアームパッドを備えるクランプアームの断面図である。

【図 2 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーに取り付けられたキャリア又はスタンピングを支持するクランプジョーと、クランプアームパッドとを備えるクランプアームを示す。

【図 2 8】図 2 7 における切開面 2 8－2 8 で切開した断面図である。

【図 2 9】図 2 7 における切開面 2 9－2 9 で切開した断面図である。

【図 3 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、導電性パッドと、

10

20

30

40

50

非導電性パッドとを備えるクランプアームの、代替的な実装形態の断面図である。

【図 3 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、クランプジョーに溶接されたキャリア又はスタンピングと、導電性パッドと、非導電性パッドとを備えるクランプアームの、代替的な実装形態の断面図である。

【図 3 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、インサート成形電極を示す。

【図 3 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、超音波ブレードと、クランプアームと、導電性フィルムを含むクランプアームパッドとを備えるエンドエフェクタを示す。

【図 3 4】図 3 3 に示されるクランプアームを示す。

【図 3 5】図 3 4 の切開面 3 5 - 3 5 に沿って切開したクランプアームの断面図である。

【図 3 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、部分的に導電性のクランプアームパッドを備えるクランプアームを示す。

10

【図 3 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、露出歯を備えるクランプアームパッドと、を備える、クランプアームを示す。

【図 3 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、隆起側壁及び隆起唇状部を備えるクランプジョーと、複数の歯を備えるクランプアームパッドと、を備えるクランプアームを示す。

【図 3 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、周囲壁を有する電極を示す。本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーとクランプアームパッドとによって支持された周囲壁を有する電極を備えるクランプアームを示す。

【図 4 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、周囲壁を有する電極を示す。図 3 9 における切開面 4 0 - 4 0 で切開したクランプジョーの断面図である。

20

【図 4 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、周囲壁を有する電極を示す。本開示の少なくとも 1 つの態様による、組織が電極の下に進行して蓄積するのを防止するために、シリコン又はその他の流体ポリマーなどのシーラントが電極の下空間及びクランプジョーの上方に提供され得る、代替的又は追加の特徴である。

【図 4 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、周囲壁を有する電極を示す。本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、複数の歯を備えるクランプアームパッド（図 4 3）と、電極の側面に沿った偏向可能なたな状部と、を備える、クランプアームを示す。

【図 4 3】切開面 4 3 - 4 3 で切開した図 4 2 に示されるクランプアームの断面図である。非偏向状態の電極及びスカート部を示す。

30

【図 4 4】切開面 4 3 - 4 3 で切開した図 4 2 に示されるクランプアームの断面図である。スカート部が矢印によって示される方向に横方向に移動する偏向状態の電極及びスカート部を示す。

【図 4 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、クランプジョーの側壁を通して電極から下方に延在する側壁と、複数の歯を備えるクランプアームパッド（図 4 6）と、を備える、クランプアームを示す。

【図 4 6】切開線 4 6 - 4 6 で切開した図 4 5 に示されるクランプアームの断面図である。

【図 4 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 4 5 ~ 図 4 6 に示されるクランプアームに対する代替のクランプアームを示す。

40

【図 4 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、電極の上面から下方に延在する唇状部を備える電極の上面斜視図である。

【図 4 9】下向きに延在する唇状部を示す図 4 8 に示される電極の底面斜視図である。

【図 5 0】開口部を通して延在する歯を有するクランプアームパッドを備える、図 4 8 ~ 図 4 9 に示される電極の上面斜視図である。

【図 5 1】開口部を通して延在する歯を有するクランプアームパッドを備える、図 4 8 ~ 図 4 9 に示される電極の上面斜視図である。

【図 5 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアーム及び超音波ブレードを備えるエンドエフェクタを示す。

50

【図 5 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーを備えるクランプアームと、複数の個別の組織パッドユニットを受容するようにサイズ決めされて構成された複数の開口部を備える電極と、単一ピースの弾性／超弾性ブロックと、小型の耐摩耗ギャップパッドと、大型の耐摩耗ギャップパッドと、を備えるエンドエフェクタの構成要素を示す。

【図 5 4】図 5 3 に示される構成要素を備えるエンドエフェクタの組み立てられた形態を示す。

【図 5 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、個別の組織パッドユニットの種々の図を示す。

【図 5 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、電極を示す。

10

【図 5 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、弾性／超弾性ブロックを示すクランプアームの断面図を示す。

【図 5 8】弾性／超弾性ブロックの斜視図である。

【図 5 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、個々の組織パッドユニットと、を備える、サブアセンブリの斜視図である。

【図 6 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、サブアセンブリに組み立てられた図 5 8 の弾性／超弾性ブロックを備えるクランプアームのアセンブリの斜視図である。

【図 6 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、個々の組織パッドユニットと、を備える、サブアセンブリの斜視図である。

【図 6 2】個々の組織パッドユニットが電極へと挿入される、本開示の少なくとも 1 つの態様による、第 1 の組立工程を示す。

20

【図 6 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、第 2 の組立工程を示す。個々の組織パッドユニットが電極へとロックされていることを示す。

【図 6 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による、第 2 の組立工程を示す。ロック解除位置にある組織パッドユニットを示す。

【図 6 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、第 2 の組立工程を示す。ロック位置にある組織パッドユニットを示す。

【図 6 6】単一ピースの弾性／超弾性ブロックがクランプジョーに接合されている、本開示の少なくとも 1 つの態様による第 3 の組立工程を示す。

【図 6 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。図 6 3 ～図 6 5 に記載の第 2 の組立工程で製造された第 1 のサブアセンブリが、図 6 6 の工程に記載されているように、第 3 の組立工程で製造された第 2 のサブアセンブリと組み付けられて、クランプアームを製造していることを示す。

30

【図 6 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。クランプアームスロットとほぼ整列したパッド先端部を示す。

【図 6 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。接合点でクランプアームに接合された電極を示す。

【図 7 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。組織パッドユニットが矢印によって示される方向に出ることを防止するクランプアーム特徴部を示す。

【図 7 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。接合点でクランプアームに接合された電極の詳細図である。

40

【図 7 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 4 の組立工程を示す。接合点でクランプアームに接合された電極の詳細図である。

【図 7 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 5 の組立工程を示す。2 つの小型の耐摩耗ギャップパッドのアセンブリを、電極によって画定されたスロットへと圧入し、大型の耐摩耗ギャップパッドを、電極によって画定されたスロット内へと摺動させることを示す。

【図 7 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による第 5 の組立工程を示す。クランプアームの端面図である。

【図 7 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、電極とクランプジョーとの間の充填材

50

料を備えるクランプアームを示す。

【図 7 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、これらの所望の改善に対処するための種々の装置を示す。別個のクランプアーム電極を排除し、クランプアームの表面を構築し、別個の電極ブレードを排除することによって製造が容易である、クランプアームを示す。

【図 7 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、これらの所望の改善に対処するための種々の装置を示す。電極の周囲又は代替的にクランプジョーの周囲にスカート部を追加することによって電極とクランプジョーとの間の組織の蓄積を防ぐための、クランプアームを示す。

【図 7 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、これらの所望の改善に対処するための種々の装置を示す。超音波ブレードと、遠位組織把持を改善するように構成されたクランプアームと、を備えるエンドエフェクタの断面図を示す。

10

【図 7 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、複数の歯を備えるクランプアームパッドと、組織の挟持点を最小化するための電極の両側に位置する隔壁と、鈍的切開の間に最初に組織と接触することによって電極の層間剥離を最小化するためのブルノーズ／クランプアーム緩衝部と、を備えるクランプアームを示す。

【図 8 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、複数の歯を備えるクランプアームパッドと、クランプアームパッドの両側に位置する隔壁と、を備える、代替のクランプアームを示す。クランプアームの分解図である。

【図 8 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョーと、電極と、複数の歯を備えるクランプアームパッドと、クランプアームパッドの両側に位置する隔壁と、を備える、代替のクランプアームを示す。クランプアームの断面図である。

20

【図 8 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームの側面図である。

【図 8 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームパッドの歯から組織を引き抜くための偏向状態のカンチレバー電極を有するクランプアームの側面図である。

【図 8 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームの底面斜視図である。

【図 8 5】本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームパッドの歯から組織を引き抜くための偏向状態のカンチレバー電極を有するクランプアームの底面斜視図である。

【図 8 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、自らの上にモード選択ボタンスイッチを備える外科用デバイスを示す。

30

【図 8 7 A】本開示の少なくとも 1 つの態様による、外科用デバイスの種々の動作モードを選択するための 3 つのオプションを示す。ボタンスイッチを前後に押して、外科用器具を様々なモードに順次切り替えることができる第 1 のモード選択オプションを示す。

【図 8 7 B】本開示の少なくとも 1 つの態様による、外科用デバイスの種々の動作モードを選択するための 3 つのオプションを示す。ボタンスイッチを上下に押して、外科用器具を様々なモードに順次切り替える第 2 のモード選択オプションを示す。

【図 8 7 C】本開示の少なくとも 1 つの態様による、外科用デバイスの種々の動作モードを選択するための 3 つのオプションを示す。ボタンスイッチを前後上下に押して、外科用器具を様々なモードに順次切り替える第 3 のモード選択オプションを示す。

40

【図 8 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、自らの背面にあるモード選択ボタンスイッチを備える外科用デバイスを示す。

【図 8 9 A】第 1 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチが押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、ユーザインターフェース上で、着色光が選択されたモードを示すものである。

【図 8 9 B】第 2 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチが押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、スクリーン（例えば、液晶ディスプレイ、e インク）が選択されたモードを示すものである。

【図 8 9 C】第 3 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチが押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、符号化されたライトが選択されたモードを示すもの

50

である。

【図 8 9 D】第 4 のモード選択オプションを示し、符号化されたボタンスイッチが選択されて、符号化されたボタンスイッチが押されてあるモードが選択されるとき、その符号化されたボタンスイッチが、選択されたモードを示すように発光するものである。

【図 9 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、トリガ作動機構を備える外科用デバイスを示す。

【図 9 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、金属クランプジョーと、電極と、複数のクランプアームパッドと、ギャップパッドと、を備える、代替的クランプアームを示す。

【図 9 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、視覚化システム、ロボットシステム、及びインテリジェント器具にペアリングされた外科用ハブと、を備える、外科手術システムである。

【図 9 3】本開示の少なくとも 1 つの態様による、発生器の一例を示す。

【図 9 4】本開示の少なくとも 1 つの態様による、モジュール式エネルギーシステムをカスタマイズするために組み合わせることができる、様々なモジュール及び他の構成要素の図である。

【図 9 5 A】本開示の少なくとも 1 つの態様による、ヘッダモジュールと、ヘッダモジュールに接続されたモジュールに関する情報を中継するためのグラフィカル・ユーザ・インターフェース (GUI) を表すディスプレイスクリーンと、を含む、第 1 の例示的なモジュール式エネルギーシステムの構成である。

【図 9 5 B】本開示の少なくとも 1 つの態様による、カートに搭載された図 9 5 A に示されるモジュール式エネルギーシステムである。

【図 9 6】本開示の少なくとも 1 つの態様による、発生器と、超音波エネルギー及び双極 RF エネルギーを用いて組織を治療するように動作可能な外科用器具と、を有する、外科用システムの一例の斜視図を示す。

【図 9 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 9 6 の外科用器具のエンドエフェクタの上面斜視図を示し、そのエンドエフェクタは、第 1 の電極と、第 2 の電極を提供する超音波ブレードとを提供するクランプアームを有するものである。

【図 9 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 9 7 のエンドエフェクタの底面斜視図を示す。

【図 9 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 9 6 の外科用器具の部分分解斜視図を示す。

【図 1 0 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 9 6 の外科用器具のシャフトアセンブリの遠位部分とエンドエフェクタとの、拡大分解斜視図を示す。

【図 1 0 1】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームパッドの斜視図を示す。

【図 1 0 2】図 1 0 1 のクランプアームパッドの断面正面図を示す。

【図 1 0 3 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの遠位部分及び近位部分の上面図を示す。

【図 1 0 3 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの遠位部分及び近位部分の上面図を示す。

【図 1 0 4】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームパッドを製造するように構成された製造支持装置の一片の上面図を示す。

【図 1 0 5】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドを特徴とするクランプアームを示す。

【図 1 0 6 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、その他のクランプアームパッドの斜視図を示す。

【図 1 0 6 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、その他のクランプアームパッドの斜視図を示す。

【図 1 0 6 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、その他のクランプアーム

10

20

30

40

50

パッドの斜視図を示す。

【図 1 0 7 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの上面図を示す。

【図 1 0 7 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの斜視図を示す。

【図 1 0 8 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの斜視図を示す。

【図 1 0 8 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの断面正面図を示す。

【図 1 0 9】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの断面正面図を示す。 10

【図 1 1 0 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、その他のクランプアームパッド構成の上面斜視図を示す。

【図 1 1 0 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、その他のクランプアームパッド構成の上面斜視図を示す。

【図 1 1 1】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッドの断面正面図を示す。

【図 1 1 2 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、導電性パッドの斜視図を示す。

【図 1 1 2 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、導電性パッドの斜視図を示す。 20

【図 1 1 2 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 2 A の導電性パッドを含むクランプアームの断面正面図を示す。

【図 1 1 3 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームの上面図を示す。

【図 1 1 3 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 3 A のクランプアームの断面正面図を示す。

【図 1 1 4 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームの上面図を示す。

【図 1 1 4 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 4 A のクランプアームの断面正面図を示す。 30

【図 1 1 5】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームパッド構成の断面正面図を示す。

【図 1 1 6】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームの正面図を示す。

【図 1 1 7 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームの上面図を示す。

【図 1 1 7 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 7 A のクランプアームの側面図を示す。

【図 1 1 8】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、2 つのクランプアームの上面図を示す。 40

【図 1 1 9】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームの組立図を示す。

【図 1 2 0 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 9 のクランプアームの断面正面図を示す。

【図 1 2 0 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 1 1 9 のクランプアームの断面正面図を示す。

【図 1 2 1 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 1 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセン 50

ブリの種々の図を示す。

【図 1 2 1 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 1 D】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 2 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 2 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 2 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。 10

【図 1 2 2 D】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームのアセンブリの種々の図を示す。

【図 1 2 3 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、いくつかのクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 3 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、いくつかのクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 3 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、いくつかのクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 4 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームアセンブリの種々の構成要素のいくつかの上面斜視図を示す。 20

【図 1 2 4 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームアセンブリの種々の構成要素のいくつかの上面斜視図を示す。

【図 1 2 4 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームアセンブリの種々の構成要素のいくつかの上面斜視図を示す。

【図 1 2 4 D】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームアセンブリの種々の構成要素のいくつかの上面斜視図を示す。

【図 1 2 5 A】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 5 B】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。 30

【図 1 2 6 A】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 6 B】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 7 A】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 7 B】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。

【図 1 2 7 C】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成を示す。 40

【図 1 2 8】非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプパッド構成の上面図を示す。

【図 1 2 9 A】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、構成可能なクランプアームアセンブリの側面図及び上面図を示す。

【図 1 2 9 B】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、構成可能なクランプアームアセンブリの側面図及び上面図を示す。

【図 1 2 9 C】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、構成可能なクランプアームアセンブリの側面図及び上面図を示す。

【図 1 3 0】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、構成ブロック内に位置付け 50

られた、図 129A～図 129C の構成可能なクランプアームアセンブリの側面図を示す。

【図 131】本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、代替構成固定具内に位置付けられた、図 129A～図 129C の構成可能なクランプアームアセンブリの側面図を示す。

【図 132】少なくとも本開示の態様による、クランプジョーと、クランプアームパッドと、巻き付けられたワイヤ電極と、を備える、クランプアームを示す。

【図 133】少なくとも本開示の態様による、クランプジョーと、クランプアームパッドと、巻き付けられたワイヤ電極と、を備える、クランプアームを示す。

【発明を実施するための形態】

【0030】

本願の出願人は、2019年12月30日に提出された以下の米国仮特許出願を所有しており、これらの各々の開示の全体が、参照により本明細書に組み込まれる：

・米国仮特許出願第 62 / 955, 294 号、発明の名称「USER INTERFACE FOR SURGICAL INSTRUMENT WITH COMBINATION ENERGY MODALITY END-EFFECTOR」、

・米国仮特許出願第 62 / 955, 299 号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENTS FOR COMBINATION ENERGY DELIVERY」、及び

・米国仮特許出願第 62 / 955, 306 号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS」。

【0031】

本願の出願人は、本願と同日に提出された以下の米国特許出願を所有しており、これらは各々、それらの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 16 / 887, 499 号、発明の名称「USER INTERFACE FOR SURGICAL INSTRUMENT WITH COMBINATION ENERGY MODALITY END EFFECTOR」、

・米国特許出願第 16 / 887, 493 号、発明の名称「METHOD OF OPERATING A COMBINATION ULTRASONIC/BIPOLAR RF SURGICAL DEVICE WITH A COMBINATION ENERGY MODALITY END-EFFECTOR」、

・米国特許出願第 16 / 887, 506 号、発明の名称、「DEFLECTABLE SUPPORT OF RF ENERGY ELECTRODE WITH RESPECT TO OPPOSING ULTRASONIC BLADE」、

・米国特許出願第 16 / 887, 515 号、発明の名称「NON-BIASED DEFLECTABLE ELECTRODE TO MINIMIZE CONTACT BETWEEN ULTRASONIC BLADE AND ELECTRODE」、

・米国特許出願第 16 / 887, 519 号、発明の名称「DEFLECTABLE ELECTRODE WITH HIGHER DISTAL BIAS RELATIVE TO PROXIMAL BIAS」、

・米国特許出願第 16 / 887, 532 号、発明の名称「DEFLECTABLE ELECTRODE WITH VARIABLE COMPRESSION BIAS ALONG THE LENGTH OF THE DEFLECTABLE ELECTRODE」、

・米国特許出願第 16 / 887, 554 号、発明の名称「ASYMMETRIC SEGMENTED ULTRASONIC SUPPORT PAD FOR COOPERATIVE ENGAGEMENT WITH A MOVABLE RF ELECTRODE」、

・米国特許出願第 16 / 887, 561 号、発明の名称「VARIATION IN ELECTRODE PARAMETERS AND DEFLECTABLE ELE

10

20

30

40

50

CTRODE TO MODIFY ENERGY DENSITY AND TISSUE INTERACTION」、

・米国特許出願第16／887，568号、発明の名称「TECHNIQUES FOR DETECTING ULTRASONIC BLADE TO ELECTRODE CONTACT AND REDUCING POWER TO ULTRASONIC BLADE」、

・米国特許出願第16／887，576号、発明の名称「CLAMP ARM JAW TO MINIMIZE TISSUE STICKING AND IMPROVE TISSUE CONTROL」、

・米国特許出願第16／887，579号、発明の名称「PARTIALLY CONDUCTIVE CLAMP ARM PAD TO ENABLE ELECTRODE WEAR THROUGH AND MINIMIZE SHORT CIRCUITING」、

・米国特許出願第10／289，787号、発明の名称「ULTRASONIC CLAMP COAGULATOR APPARATUS HAVING AN IMPROVED CLAMPING END-EFFECTOR」、及び

・米国特許出願第11／243，585号、発明の名称「ULTRASONIC CLAMP COAGULATOR APPARATUS HAVING AN IMPROVED CLAMPING END-EFFECTOR」。

【0032】

本願の出願人は、2020年5月28日に出願された以下の米国特許出願を所有しており、これらは各々、それらの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16／885，813号、発明の名称「METHOD FOR AN ELECTROSURGICAL PROCEDURE」、

・米国特許出願第16／885，820号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT」、

・米国特許出願第16／885，823号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH JAW ALIGNMENT FEATURES」、

・米国特許出願第16／885，826号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTATABLE AND ARTICULATABLE SURGICAL END EFFECTOR」、

・米国特許出願第16／885，838号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ASYNCHRONOUS ENERGIZING ELECTRODES」、

・米国特許出願第16／885，851号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ELECTRODES BIASING SUPPORT」、

・米国特許出願第16／885，860号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH FLEXIBLE WIRING ASSEMBLIES」、

・米国特許出願第16／885，866号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH VARIABLE CONTROL MECHANISMS」、

・米国特許出願第16／885，870号、発明の名称「ELECTROSURGICAL SYSTEMS WITH INTEGRATED AND EXTERNAL POWER SOURCES」、

・米国特許出願第16／885，873号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENTS WITH ELECTRODES HAVING ENERGY FOCUSING FEATURES」、

・米国特許出願第16／885，879号、発明の名称「ELECTROSURGICAL

10

20

30

40

50

AL INSTRUMENTS WITH ELECTRODES HAVING VARIABLE ENERGY DENSITIES」、

・米国特許出願第16／885，881号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH MONOPOLAR AND BIPOLAR ENERGY CAPABILITIES」、

・米国特許出願第16／885，888号、発明の名称「ELECTROSURGICAL END EFFECTORS WITH THERMALLY INSULATIVE AND THERMALLY CONDUCTIVE PORTIONS」、

・米国特許出願第16／885，893号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ELECTRODES OPERABLE IN BIPOLAR AND MONOPOLAR MODES」、

・米国特許出願第16／885，900号、発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT FOR DELIVERING BLENDED ENERGY MODALITIES TO TISSUE」、

・米国特許出願第16／885，917号、発明の名称「CONTROL PROGRAM ADAPTATION BASED ON DEVICE STATUS AND USER INPUT」、

・米国特許出願第16／885，923号、発明の名称「CONTROL PROGRAM FOR MODULAR COMBINATION ENERGY DEVICE」、及び

・米国特許出願第16／885，931号、発明の名称「SURGICAL SYSTEM COMMUNICATION PATHWAYS」。

【0033】

外科用器具の様々な形態を詳細に説明する前に、例示的形態が、適用又は使用において、添付の図面及び説明で例示される部品の構造及び配置の詳細に限定されないことに留意されたい。例示的な形態は、他の形態、変形、及び修正で実行されるか、又はそれらに組み込まれてもよく、様々な方法で実施又は実行されてもよい。更に、別途示さない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な形態を説明する目的で選択されたものであり、それらを限定するためのものではない。

【0034】

更に、以下で記述する形態、形態の具現、実施例のうちの任意の1つ以上を、以下で記述する他の形態、形態の具現、実施例のうちの任意の1つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。

【0035】

様々な形態は、外科手術中の組織の治療、切開、切断、及び／又は凝固をもたらすように構成されている、改善された超音波及び／又は電気外科用（RF）器具を対象とする。一形態では、超音波及び電気外科用の組み合わせ器具が、直視下外科手術における使用のために構成され得るが、手持ち式又はロボット支援手術のいずれかにおける他の種類の手術、例えば低侵襲腹腔鏡術、オルソスコープ術、又は胸腔鏡術、及び例えば非侵襲内視鏡術における用途も有する。多数のエネルギーモダリティを同時に、独立して、順次、又はそれらの組み合わせで選択的に適用することによって、汎用性が達成される。例えば、汎用性は、超音波及び電気外科エネルギー（例えば、単極又は双極RFエネルギー）を、同時的、独立的、順次、又はそれらを組み合わせた形態のいずれであれ、選択的に使用することによって達成され得る。

【0036】

一態様では、本開示は、超音波ブレード及び偏向可能なRF電極を備える超音波外科用クランプ装置を提供し、超音波ブレード及び偏向可能なRF電極は協働して、RF電極を備える装置のクランプ機構と、関連する超音波ブレードの協働によって、組織の封止、切断、及びクランプによる締付を実現する。クランプ機構は、超音波ブレードと協働する駆動式クランプアームを含み、それらの間に組織が把持される。クランプアームには、好ま

10

20

30

40

50

しくは、クランプ組織パッド（「クランプアームパッド」としても知られている）が設けられるが、このパッドは、軸方向に互いに離間した複数の把持歯、セグメント、要素、又は個々のユニットを有する。これらは、外科手術中の組織の把持及び把握を容易にする一方で、エンドエフェクタの超音波ブレードと協働して、組織に対する所望の封止及び切断効果を達成する。

【0037】

一態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、電極を備える。他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、上記の電極への代替物を備える。それにより、組織への、組織の形状に順応するRFエネルギーカップリングを提供し、パッドの摩耗／薄化に適応し、過剰な熱の生成を最小限に抑え（低い摩擦係数、圧力）、火花の生成を最小限に抑え、電気短絡による中断を最小限に抑え、又はそれらの組み合わせを最小限に抑える。電極は、クランプジョーに近位端で固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

10

【0038】

他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、組織を把持及び封止するためにパッドと超音波ブレードとの間に高い圧力を印加して、例えば、薄い組織、横方向の張力がかかっている組織、持ち上がっている／垂直方向の張力がかかっている組織、特にクランプアームから離れるように持ち上がっている組織などの、制約のかかる又は困難なシナリオでもクランプアーム電極が組織に接触する蓋然性を最大化するように構成されているクランプアーム機構を備える。

20

【0039】

他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、電極間の表面積／電流密度の調和をバランスさせ、組織とのインターフェースからの熱伝導のバランスをとりつつ最小化して、例えば、変性部の形成及び対称性に影響を及ぼし、サイクル時間、残留熱エネルギーなどにも影響を及ぼすように構成されている。

【0040】

他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、粘着、組織の付着を最小化する（アンカーポイントを最小化する）ように構成され、小さなポリイミドパッドを含み得る。

【0041】

様々な態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、エンドエフェクタを備える。エンドエフェクタは、クランプアームと、超音波ブレードとを備える。クランプアームは、可動クランプジョー、形状順応ポリマーパッド、及び少なくとも1つの双極RF電極を備える。少なくとも1つの電極は、RF発生器の正極に結合され、超音波ブレードは、RF発生器の負極に結合される。超音波ブレードは、超音波発生器によって駆動される超音波トランスデューサスタックに音響的に結合されている。様々な態様では、エンドエフェクタは、電極付勢機構を備える。

30

【0042】

一般的な一態様では、本開示は、エンドエフェクタの少なくとも1つのジョー上での、可動RF電極との超音波及び高度双極RFエネルギーの組み合わせを含む外科用デバイスを使用するための方法を対象とする。可動RF電極は、可動RF電極の近位端から遠位端まで変化する付勢力を有する。可動RF電極は、互いに電気通信可能となり得る又は互いに隔離され得るように、別個の部分に分割されている。可動RF電極は、導電性又は部分的に導電性の材料で作製されている。本開示で説明されるエンドエフェクタの任意のものが、電極付勢機構を用いて構成され得ることが理解されよう。

40

【0043】

一態様では、本開示は、超音波ブレードが電極を損傷するのを防止するための制限的電極付勢機構を提供する。一般に、様々な態様では、本開示は、超音波／RF複合式デバイスと共に使用するためのエンドエフェクタを提供し、エンドエフェクタは、電極を備える

50

。一態様では、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスは、電極付勢機構を備える。一態様では、制限的電極付勢機構は、超音波ブレードが電極を損傷するのを防止又は最小化するように構成されている。電極は、クランプジョーに近位端で固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0044】

様々な態様では、本開示は、付勢閾値機構を備える一端のみで固定された、電極カンチレバービームを提供する。一態様では、偏向可能なカンチレバー電極は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスのために構成されている。

【0045】

一態様では、超音波／R F エネルギー複合式外科用デバイスは、超音波ブレード、クランプアーム、及び超音波ブレードを横切る少なくとも1つの電極を備える。一態様では、電極は、クランプアームに対して偏向可能であるように構成され、電極と超音波ブレードとの間でコンプレッションされている組織の機械的特性を変化させるための機能部を含む。別の態様では、電極と超音波ブレードとの間の不注意な接触を防止して、超音波ブレードが電極を損傷するのを防止又は最小化するための機能部を含む。

【0046】

様々な態様では、電極は、エンドエフェクタのクランプジョーの近位端に取り付けられた金属ばね要素を備える。金属ばね要素は、開口部を画定し、その開口部を通して1つ以上のクランプアームパッド（「組織パッド」又は「クランプ組織パッド」としても知られる）を受容する。また金属ばね要素は、統合された最小ギャップ要素を備える。電極のこの構成は、付勢機構の周りに組織が蓄積すること（電極の性能に影響を及ぼす可能性がある）を防止する方法を提供する。この構成はまた、摩耗パッドと付勢ばねとの間の結合を最小限に抑え、クランプアームへの電極の接続の強度を高め、ポリイミド製のパッドを電極に取り付けることによって、クランプアームパッドの意図せざる解放を最小限に抑え、電極間で表面積／電流密度のバランスを調和させる。電極は、クランプジョーに近位端で固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は偏向可能であり、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0047】

図1～図9は、本開示の少なくとも1つの態様による、超音波／双極 R F エネルギー複合式装置と共に使用するように構成されている偏向可能／カンチレバー電極を備える、エンドエフェクタの一態様を示す。図1は、本開示の少なくとも1つの態様による、超音波／R F 複合式装置と共に使用するためのエンドエフェクタのクランプアーム1000部分の斜視図である。開示を簡潔かつ明確にするために、エンドエフェクタの他方のクランプアームとして機能する超音波ブレードは示されていない。エンドエフェクタは、超音波ブレードが双極 R F 回路の一方の極であり、クランプアーム1000が反対の極であるように構成されている。クランプアーム1000と超音波ブレードの間には、一貫して R F 電極ギャップが維持され、超音波ブレードが電極に接触してブレードの破損又は短絡をもたらすのを防止する。治療下の組織は、クランプアーム1000と超音波ブレードとの間で締め付けられ、圧迫される。

【0048】

クランプアーム1000は、フレーム1002、電極1004、少なくとも1つの小さな非導電性ギャップパッド1006、少なくとも1つの大きな非導電性ギャップパッド1008、少なくとも1つの非導電性クランプアームパッド1010を含む。一態様では、小さなギャップパッド1006と大きなギャップパッド1008とは、電極1004と超音波ブレードとの間にギャップを設定するように構成されている。クランプアームパッド1010は、クランプアーム1000と超音波ブレードとの間で組織を把持して、組織の封止及び切断を助けるように構成されている。他の態様では、大小の非導電性ギャップパッドは、入れ替えられてもよい。他の態様では、非導電性ギャップパッドは、非導電性ギャップパッドどうしの間の相対的なサイズ差にかかわらず、単に異なったサイズにそれぞれ

10

20

30

40

50

れ決定される。

【0049】

エンドエフェクタに対するクランプアーム1000の枢動動作は、その近位端1014に、クランプアーム1000のフレーム1002の、少なくとも1つ、及び好ましくは一対の、レバー部分1012を設けることによりもたらされる。レバー部分1012は、超音波導波管及びエンドエフェクタの対向する側部それぞれに配置され、往復式作動部材の駆動部分と動作可能に係合している。それにより、外側管状シース及び超音波導波管に対する、作動部材の往復動作により、枢動点1016の周りで、クランプアーム1000がエンドエフェクタに対して枢動する動作がもたらされる。レバー部分1012は、駆動部分によって画定される一対の開口部内にそれぞれ配置する、あるいは別の方法で駆動部分と好適に機械的に連結することができ、それにより、作動部材の往復運動が、駆動部分及びレバー部分1012を通じて、クランプアーム1000を枢動させる働きをする。

10

【0050】

図2は、本開示の少なくとも1つの態様による、図1に示すクランプアーム1000の分解図である。様々な態様では、電極1004は、電極1004が偏向することができるよう、クランプアーム1000のフレーム1002の近位端1014に取り付けられた、金属ばね材料で作製されている。金属ばね電極1004は、開口部1018を画定し、その開口部1018を通してクランプアームパッド1010の要素を受容する。金属ばね電極1004は、追加の開口部1020、1021を画定し、開口部1020、1021を通してギャップパッド1006、1008を受容する。これにより、電極1004と超音波ブレードとの間に、最小ギャップが設定される。ギャップパッド1006のうちの少なくとも1つは、電極1004の遠位端1022上に配設されている。このように、ギャップパッド1006、1008は、電極1004と一体化されている。この構成では、電極1004は、組織が、付勢機構、例えばカンチレバー式バネの周りに蓄積するのを防止するが、それはこの蓄積が、電極1004の性能に悪影響を与えかねないからである。この構成はまた、摩耗可能なクランプアームパッド1010と付勢ばね電極1004との間の結合を最小限に抑え、クランプアームに対する電極1004の接続の強度を高め、ギャップパッド1006、1008を電極1004に取り付けることによって、クランプアームパッド1010の意図せざる解放を最小限に抑え、電極間で表面積／電流密度のバランスを調和させる。電極1004は、2つの突起1024によってフレーム1002に取り付けられている。電極突起1024は、図3及び図4に示されるように、フレーム1002の近位端1014に取り付けられている。

20

30

【0051】

図3及び図4は、本開示の少なくとも1つの態様による、フレーム1002の斜視図である。これらの図は、電極1004の近位端をフレーム1002に取り付けるための、フレーム1002の近位端1014上の接続面1026を示している。一態様では、電極1004が偏向可能な様態で挙動するように、電極突起1024が、フレーム1002の接続面1026に溶接されている。

【0052】

図5は、本開示の少なくとも1つの態様による、電極1004の斜視図である。この図は、長手方向の長さに沿った電極1004の曲率によって示されるような、ばね材料で作製された電極1004が付勢されているのを示す。開口部1018、1020、1021はそれぞれ、ギャップパッド1006、1008及びクランプアームパッド1010を受容するためのものである。一態様では、電極1004は、0.010インチの厚さ「d」を有し、厚さ「d」は、例えば、0.005インチ～0.015インチの範囲内で選択され得る。図8及び図9も参照すると、開口部1020は、ギャップパッド1006の底部分に画定された突起1036を受容するように、サイズ決定及び構成されている。

40

【0053】

図6は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプアームパッド1010の斜視図である。クランプアームパッド1010は、バックボーン1030から突出する複数の

50

クランプアーム要素１０３２を備える。本開示を通して、クランプアーム要素１０３２はまた、「歯」とも呼ばれる。一態様では、クランプアームパッド１０１０は、ギャップパッド１００６が電極１００４上で位置する位置に、開口１０２８を画定する。図８及び図９も参照すると、クランプアームパッド１０１０によって画定される開口１０２８は、ギャップパッド１００６の底部分に画定された突起１０３６を受容するように、サイズ決定及び構成されている。一態様では、クランプアームパッド１０１０の材料は、ギャップパッド１００６、１００８の材料よりも軟質である。一態様では、クランプアームパッド１０１０は、ポリテトラフルオロエチレン（ＰＴＦＥ）又は類似のテトラフルオロエチレンの合成フルオロポリマーなどの非粘着性で潤滑性の材料で作製されている。ＰＴＦＥは、疎水性で、非湿潤性で、高密度であり、しかも高温に耐性があり、多用途の材料であり、非粘着特性を有する。対照的に、ギャップパッド１００６、１００８は、ポリイミド材料で作製され、一態様では、例えば、DuPont社製で、VESPELという商品名で知られている耐久性の高い高性能ポリイミド系プラスチック、又は例えば、他の適切なポリイミド、ポリイミドポリマー合金、若しくはPET（ポリエチレンテレフタレート）、PEEK（ポリエーテルエーテルケトン）、PEKK（ポリエーテルケトンケトン）ポリマー合金から作製される。以下に別途記載のない限り、本明細書で以下に記載されるクランプアームパッド及びギャップパッドは、この段落に記載された材料で作製される。

10

【００５４】

図７は本開示の少なくとも１つの態様による、大ギャップパッド１００８の斜視頂面図である。大きなギャップパッド１００８は、電極１００４の近位端１０１４における開口部１０２１内に嵌合するようにサイズ決定及び構成された、突起１０３４を備える。図８は、本開示の少なくとも１つの態様による、小ギャップパッド１００６の斜視頂面図である。図９は、図８に示す小ギャップパッド１００６の斜視底面図である。図８及び図９に示すように、小さなギャップパッド１００６は、底部に突起１０３６を含み、その突起１０３６は、電極１００４によって画定された開口部１０２０及びクランプアームパッド１０１０によって画定される開口部１０２８内に受容されるように、サイズ決定及び構成されている。小さいギャップパッド１００６、及び大きいギャップパッド１００８は、ポリイミド材料で作製され、一態様では、DuPont社製で、VESPELという商品名で知られている耐久性の高い高性能ポリイミド系プラスチックから作製される。ポリイミド材料の耐久性は、通常の摩耗及び引き裂きを想定した場合に、電極ギャップが比較的一定のままであることを保証する。

20

30

【００５５】

一態様では、本開示はまた、超音波及び双極RFエネルギー複合式装置のための追加のエンドエフェクタ構成を提供する。本開示のこの部分は、超音波及び双極RFエネルギー複合式装置で使用するためのエンドエフェクタ構成を提供する。これらの構成では、エンドエフェクタは、双極RF回路の一方の極として機能する超音波ブレードと、双極RF回路の反対の極として機能するクランプアームとの間に一貫したギャップ、RF電極ギャップを維持する。従来のエンドエフェクタ構成では、電極ギャップは、外科手術中に摩耗し得る軟質PTFEクランプアームパッドによって設定される。クランプアームパッドが完全に摩耗すると、超音波ブレードは電極に接触し得るが、その場合、ブレードの破損又は電氣的短絡をもたらし、それらの両方が望ましくないことである。

40

【００５６】

これらの及び他の限界を克服するために、本開示の様々な態様は、クランプアームに固定された非粘着性で潤滑性のある、柔軟（例えば、PTFE）パッドを含むクランプアームパッドと組み合わせて、偏向可能なRF電極を組み込む。RF電極は、耐摩耗性を有する非導電性パッドを含み、このパッドがブレードに接触して、ブレードと電極との間のギャップを設定する。柔軟クランプアームパッドは、電極によって画定された開口部を通して延在し、超音波ブレードからの締付力に反応する。柔軟クランプアームパッドが摩耗するにつれて、電極が偏向して、ブレードと電極との間に一定のギャップを維持する。そのような構成は、装置の寿命を通して電極と超音波ブレードとの間に一貫したギャップを提

50

供し、超音波ブレードが電極に接触するときに起こり得る短絡及び超音波ブレードの破損を防止し、電極材料を超音波ブレードと対向する側に直接配置することを可能にして封止性能を改善することができる。電極は、クランプジョーに近位端で固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0057】

一態様では、本開示は、超音波ブレードとRF電極との相互作用をもたらすために、クランプアーム／電極／パッドの非対称的な協働を提供する。一態様では、本開示は、短縮されたクランプアームを提供する。図10～図12は、本開示の様々な態様による、偏向可能／カンチレバー電極用途のための短縮されたクランプアームを備えるエンドエフェクタを示す。一態様では、エンドエフェクタは、クランプアーム、電極、及びクランプアームパッドの非対称的協働のために構成されて、超音波ブレードとRF電極との相互作用をもたらす。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0058】

一態様では、クランプアームの遠位端が短縮されているが、クランプアームパッドの長さは元と同じ長さに保たれ、それによりクランプアームパッドの遠位端が、クランプアームの遠位端を越えて延出する。これにより、電極が過伸展することを可能にして、クランプアームの遠位端を電氣的に短絡させる可能性を最小限に抑えることができる。また、完全に摩耗するように、露出したクランプアームパッド材料が追加されるため、クランプアームパッドの寿命を延ばすという利点もあり得る。この構成はまた、例えば、電極と超音波ブレードとの間のギャップを設定及び維持するための耐摩耗性クランプアームパッドとして本明細書内で先に言及された、遠位位置及び中間位置でのギャップ設定用のクランプアームパッドの使用を排除することができる。

【0059】

図10は、本開示の少なくとも1つの態様による、短縮クランプアーム1682と、超音波ブレード1684と、電極1686と、クランプアームパッド1688とを備えるエンドエフェクタ1680の側面図である。図11は、エンドエフェクタ1680の頂面図である。図10～図11に示すように、超音波ブレード1684及び電極1686は、実質的に同じ長さである。クランプアーム1682は、電氣的短絡を防止するために、電極1686が過進展することを可能にするように短縮される。一態様では、ギャップ設定パッド1690は、エンドエフェクタ1680の近位端1692に設けられている。

【0060】

図12は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー1702と、電極1704と、クランプアームパッド1706とを備えるクランプアーム1700を示す。クランプアーム遠位側上方に、何もない空間が存在する。クランプアーム1700は、本明細書の他のセクションで開示されているように、超音波ブレードを備えるエンドエフェクタと共に使用するように構成されている。この構成は、クランプジョー1702の遠位側上方空間1708を、何もない状態にする。クランプアームパッド1706（例えば、PTFE）は、その下を完全に支持されるが、何もない空間が、スロット領域内及び側壁上に存在して、より多くのクランプアームパッド1706が融け落ちるのを可能にし、超音波ブレード（図示せず）から遠ざかるように電極1704が更に偏向することを可能にする。

【0061】

一態様では、本開示は、電極を偏向させるためにパッドの熱挙動を用いるエンドエフェクタを提供する。一態様では、クランプアームパッドの長さは、超音波ブレードと同じ長さであり得、クランプアームパッドが圧力又は熱に起因して膨張又は形状変化するにつれて、クランプアームパッド材料（例えば、PTFE）の熱膨張特性を利用して、超音波ブレードの経路から外れるように電極を偏向させることができる。

【0062】

一態様では、非付勢型電極及びパッドが提供される。非付勢型であるが偏向可能なパッドは、パッドが摩耗するにつれて、クランプアームに対して位置が変化する。非付勢型電極は、超音波ブレードとRF電極との間の接触を最小限に抑えるように構成されている。クランプアームパッドは、電極をクランプアームパッドに固定するための機能部を備える。一態様では、クランプアームパッドの高さが摩耗するか、又は切断されると、クランプアームに対する電極の高さは、徐々に調整される。別の一態様では、ひとたびクランプアームが超音波ブレードから離れるように移動すると、電極はその新しい位置に留まる。電極は、近位端でクランプアームに固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

10

【0063】

図1～図12に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を含むエンドエフェクタの構成は、図13～図18に関して以下に説明されるように、付勢電極と組み合わせられ得る。

【0064】

一態様では、本開示は、圧力又はクランプジョーによる圧迫を用いて、クランプアームパッドが摩耗するにつれて電極の高さを調整する、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスのためのエンドエフェクタを提供する。一態様では、クランプアームパッドは、摩耗可能な停止部を有するクランプアームによって付勢されている電極に従う。一態様では、クランプアームパッドは、電極をパッドに固定するための機能を含む。パッドの高さが摩耗するか、又は切断されると、クランプアームに対する電極の高さは徐々に調整される。クランプアームが超音波ブレードから離れるように移動すると、電極はその新しい位置に留まる。

20

【0065】

超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイス上で十分なクランプアームパッド寿命を達成することは、器具の寿命全体を通して十分に小さいがゼロではないクランプアームパッドと電極との間のギャップを維持して、望ましい超音波及び双極RFの組織に対する効果を提供することを必要とする。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

30

【0066】

既存の（シード）電極は、フリー状態（負荷なし）で、水平又はクランプアームと実質的に平行である平坦な電極である。電極は、近位端でクランプアームに固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能／カンチレバー電極と称され得る。組織をクランプで締め付けると、組織は電極に荷重をかけ、電極がクランプアームに向かって偏向する。

【0067】

一態様では、電極は、パッドが摩耗すると、電極もそれに「追従する」。この態様では、電極は、自由状態（形成／湾曲した電極であるか、又はクランプアームに対して非平行に電極を取り付ける／溶接するかにかかわらず）では、他の締結技術の中でもとりわけ、溶接、レーザー溶接、ろう付け、はんだ付け、プレス加工などの任意の好適な締結技術を使用して、クランプアームに向かって付勢される。摩耗可能な停止機能部（パッド上又は他の場所にある）は、使用中に停止機能部が摩滅するまで、電極をクランプアームから離して保つ。一旦これが摩滅すると、電極はクランプアームに近づくことができる。これらの機能部は、歯又はラチェット形状、垂直テーパ付き、又は他のものであり得る。

40

【0068】

一態様では、本開示は、偏向可能な／カンチレバー電極を提供するが、その電極は、自由状態では、クランプアームに向かって付勢され、ある角度で取り付けられ、予め形成された曲線をもって作製され得る。その際、他の締結技術の中でもとりわけ、溶接、レーザ

50

一溶接、ろう付け、はんだ付け、圧縮などの任意の好適な締結技術が使用される。

【0069】

一態様では、本開示は、電極がクランプアームに到達又は接触することを防止するための摩耗可能な停止機能部を備える偏向可能／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタを提供する。停止機能部が摩耗すると、電極が次の停止機能部に到達するまで、クランプアームに向かって移動する。一態様では、停止機能部は、クランプアームパッドと同時に摩耗して、クランプアームパッドと電極との間の適切なギャップを維持する。これらの機能部は、クランプアームパッドから完全に分離され得る。これらの機能部は、クランプによる締付の負荷に耐えるが、熱によって（溶融／流動）又は摩擦によって、よりすり減るように構成することができる。可能な例としては、1つ以上のクランプアームパッド（PTFE、ポリイミド、又は他のもの）上の歯、及び1つ以上のクランプアームパッド（PTFE、ポリイミド、又は他のもの）上のテーパ状プロファイルが挙げられる。

10

【0070】

図13は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー1712と、電極1714と、クランプアームパッド1716とを備えるエンドエフェクタクランプアーム1710を示す。クランプアーム1710は、本開示を通して説明されるように、超音波ブレード（図示せず）を備えるエンドエフェクタと共に使用するように構成されている。クランプアーム1710はまた、電極1714と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための耐摩耗性ギャップパッド1717を備える。図示されるように、自由状態では、電極1714は、傾斜のない平坦な又は水平1718の向きに付勢される。電極1714は、近位端でクランプジョー1712に固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極1714は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

20

【0071】

図14は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー1722と、電極1724と、クランプアームパッド1726とを備えるエンドエフェクタクランプアーム1720を示す。クランプアーム1720は、本開示を通して説明されるように、超音波ブレード（図示せず）を備えるエンドエフェクタと共に使用するように構成されている。クランプアーム1720はまた、電極1724と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための耐摩耗性ギャップパッド1727を備える。図示されるように、自由状態では、電極1724は、事前にある形に形成されているか、屈曲させられて構成されているか、又はそうでなければライン1728に沿って水平1718の配向から離れて、クランプジョー1722に向かって付勢されている。電極1724は、近位端でクランプアーム1720に固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極1724は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。付勢電極1724が付勢力下でクランプジョー1722に向かって曲がるのを防止するために、クランプアーム1720は、リテーナを更に備え、このリテーナが、クランプジョー1722に向かって付勢電極1724が曲がることを防止し、バイアス電極1724を超音波ブレードに対して実質的に平坦な構成（例えば、平行、平坦、又は水平）に維持する。テーパ状プロファイルを有するリテーナ歯1738及びリテーナ壁1760などのリテーナの例が、図15～図18を参照して以下に説明される。

30

40

【0072】

図15は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー1732と、電極1734と、クランプアームパッド1736とを備えるエンドエフェクタクランプアーム1730を示す。クランプアーム1730は、本開示を通して説明されるように、超音波ブレード（図示せず）を備えるエンドエフェクタと共に使用するように構成されている。クランプアーム1730はまた、電極1744と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための耐摩耗性ギャップパッド1737を備える。自由状態では、電極1734は、クランプジョー1732に向かって、湾曲した形状に予め形成されるか、屈曲させられるか、又は他の方法で付勢されるように構成されている。しかしながら、リテーナ歯1738

50

又は同様の機能部が、クランプアームパッド 1736 上に提供され、電極 1734 がクランプジョー 1732 に向かって飛び込むのを防止する。図 16 では、本開示の少なくとも 1 つの態様によれば、底部リテーナ歯 1738 が摩滅したとき、電極 1734 は、予め形成された曲線により、クランプジョー 1732 に向かって移動し得る。電極 1734 は、近位端でクランプアーム 1730 に固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極 1734 は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0073】

図 17 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 1752 と、電極 1754 と、クランプアームパッド 1756 とを備えるエンドエフェクタクランプアーム 1750 を示す。クランプアーム 1750 は、本開示を通して説明されるように、超音波ブレード（図示せず）を備えるエンドエフェクタと共に使用するように構成されている。クランプアーム 1750 はまた、電極 1754 と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための耐摩耗性ギャップパッド 1757 を備える。自由状態では、電極 1754 は、クランプジョー 1752 に向かって湾曲する形状を有して予め形成されるか、屈曲させられるか、又は他の方法で付勢 1758 されるように構成されている。しかしながら、テーパ状プロファイル又は同様の機能部を有するリテーナ壁 1760 が、クランプアームパッド 1756 上に提供され、電極 1754 がクランプジョー 1752 に向かって飛び込むのを防止する。

【0074】

図 17 では、本開示の少なくとも 1 つの態様によれば、先細プロファイルのリテーナ壁 1760 が摩滅すると、テーパ状プロファイルリテーナ壁 1760 領域から離れるような、溶融／流動が十分存在し、予め形成された曲線によって、電極 1754 がクランプジョー 1752 に向かって移動することが可能になる。電極 1754 は、近位端でクランプジョー 1752 に固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極 1754 は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0075】

一態様では、本開示は、一定圧力分布付勢機構を用いる、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスのためのエンドエフェクタを提供する。一態様では、エンドエフェクタは、偏向可能な電極を装着及び絶縁するための弾性圧迫性支持体を含む。一態様では、中空ハニカム状の、又はチャンバを有するエラストマー支持体取り付けクッションを使用して、それに取り付けられた電極の全部又は一部が、超音波ブレードに向かって偏向すること又は付勢されることを可能にすることができる。この構成は、金属クランプジョーの残りの部分から電極を熱的に遮断する追加の利点を提供することができる。これはまた、電極の周りにエラストマーの「カーテン」を提供して、電極の背後で組織が蓄積するのを最小限に抑える。一態様では、エラストマーセルのための支柱なしで偏向可能な幾何学形状が、所定の範囲の偏向にわたって偏向力を一定に保つことを可能にする。電極は、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 RF 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 RF 回路の反対の極である。

【0076】

上記の構成は、コンプレッション下で電極が横方向に曲がるのを防止して、短絡を防止する。更に、偏向可能な電極はエラストマーに取り付けられ、エラストマーは金属クランプアームに固定される。ばねの密着高さは、金属クランプアームのうちの可能な限り多くの部分を維持しながら、許容可能なコンプレッションを駆動することから制限される。組織とのインターフェースからの熱伝導はバランス及び最低限に抑えられ、変性部の形成及び対称性、サイクル時間、並びに残留熱エネルギーに影響を与える。

【0077】

図 1 ～図 12 に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタの構成は、図 19 ～図 21 に関して以下に説明されるように、格子クッションの上方に配

10

20

30

40

50

設された可撓性電極と、複数のハードスペーサとに組み合わせることができ、それにより可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定する。

【0078】

図13～図18に関して上述したような付勢電極の構成は、図19～図21に関して以下に説明されるように、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と、複数のハードスペーサとに組み合わせることができ、それにより可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定する。

【0079】

図13～図18に関して上述したような付勢電極と組み合わせた、図1～図12に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタの構成は、図19～図21に関して以下に説明されるように、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と、複数のハードスペーサとに組み合わせることができ、それにより可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定する。

【0080】

図19～図20は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプアーム1812と、超音波ブレード1814と、格子クッション1816と、格子クッション1816の上方に配設された可撓性電極1818と、可撓性電極1818と超音波ブレード1814との間にギャップを設定するための複数のハードスペーサ1820とを備えるエンドエフェクタ1810を示す。図21は、図19～図20に示すエンドエフェクタ1810の分解図である。クランプアームパッド1822は、格子クッション1816内に形成されたスロット1825の内側に、配設される。格子クッション1816は、ばね状要素として機能する。ハードスペーサ1820は、可撓性電極1818と超音波ブレード1814との間にギャップを設定するために使用される。

【0081】

図19では、クランプアーム1812は、開放されており、不均一な厚さ（ T_{1a} 、 T_{2a} 、 T_{3a} ）の組織1824が、可撓性電極1818の上を覆って配設されている。図20では、クランプアーム1812が閉じられて、組織1824を圧迫している。クランプアーム1812上の格子クッション1816は、多様に変化する厚さ（ T_{1a} 、 T_{2a} 、 T_{3a} ）の組織1824にわたって、一貫した厚さ（ T_{1b} 、 T_{2b} 、 T_{3b} ）の組織1824を結果としてもたらす、つまり、次の関係が成り立つコンプレッションを実現させる：

【0082】

【数1】

$$\frac{T_{1a}}{T_{1b}} = \frac{T_{2a}}{T_{2b}} = \frac{T_{3a}}{T_{3b}}$$

【0083】

追加の背景の開示は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる、欧州特許第3378427号、国際特許出願公開第2019/006068号に見出すことができる。

【0084】

一態様では、本開示は、ゼロギャップ双極RFエネルギーシステムを使用して、付勢電極と遠位先端が接触しないように保険をかけるための手段を備えた、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスのためのエンドエフェクタを提供する。様々な態様では、本開示は、近位側付勢力よりも大きい遠位側付勢力を有する、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスのための偏向可能な電極を提供する。一態様では、本開示は、クランプアームに対して偏向可能な双極電極を備えるエネルギー複合式デバイスを提供する。エネルギー複合式デバイスは、近位側から遠位側へ組織コンプレッションの機械的特性を変化させる機能部を備え、クランプによる締付力のみによるよりも、より均一な、又はより異なるパターンの圧力を作り出す。一態様では、本開示は、非線形の遠位分配機構を

10

20

30

40

50

提供し、別の一態様では、本開示は、電氣的エネルギー密度の非線形分布を提供する。電極は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するよう適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 R F 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 R F 回路の反対の極である。

【0085】

図 1 ～図 12 に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を含むエンドエフェクタの構成は、図 22 ～図 36 に関して以下に説明されるように、導電性ポリマー製のクランプアームパッドと組み合わせることができる。

【0086】

図 13 ～図 18 に関して上述したような付勢電極の構成は、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製のクランプアームパッドと組み合わせることができる。

10

【0087】

図 19 ～図 21 に関して上述したように、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定するための、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と複数のハードスペーサとの構成は、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製のクランプアームパッドと組み合わせられ得る。

【0088】

図 13 ～図 18 に関して上述したような付勢電極の構成は、図 19 ～図 21 に関して上述したように、格子クッションの上に配設された可撓性電極と複数のハードスペーサとに組み合わせ、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定することができ、また更に、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製クランプアームパッドと組み合わせることができる。

20

【0089】

図 13 ～図 18 に関して上述したような付勢電極の構成は、図 19 ～図 21 に関して上述したように、格子クッションの上に配設された可撓性電極と複数のハードスペーサとに組み合わせ、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定することができ、また更に、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製クランプアームパッドと組み合わせることができる。

【0090】

図 13 ～図 18 に関して上述したような付勢電極と組み合わせた、図 1 ～図 12 に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタの構成は、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製クランプアームパッドと組み合わせることができる。

30

【0091】

図 13 ～図 18 に関して上述したような付勢電極と組み合わせた、図 1 ～図 12 に関して上述した偏向可能／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタの構成は、格子クッションの上方に配設された可撓性電極と複数のハードスペーサと組み合わせ、図 19 ～図 21 に関して上述したように、可撓性電極と超音波ブレードとの間にギャップを設定することができ、また更に、図 22 ～図 36 に関して以下に説明するように、導電性ポリマー製クランプアームパッドと組み合わせることができる。

40

【0092】

様々な態様では、本開示は、部分的又は完全に導電性の部分を有する超音波パッドを備える、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスであって、パッドが、ブレード支持体／摩耗パッド及び双極 R F 電極の両方として挙動するようなデバイスを提供する。一態様では、本開示は、部分的に導電性を有するクランプアームパッドを提供し、そのパッドは、電極の摩耗を可能にし、かつクランプアームパッドが導電性部分及び非導電性部分を有する双極 R F 及び超音波エネルギー複合式装置における短絡を最小限に抑える。これにより、このクランプアームパッドが、超音波ブレードの摩耗可能な支持構造としても機能する一方で、R F 電極のうちの 1 つとして機能することを可能にする。別の一態様で

50

は、本開示は、クランプアームパッドの周囲に導電性部分を提供するが、この導電性部分は、超音波ブレードの接触領域に直接対向する側面には位置していない。別の一態様では、導電性クランプアームパッドの一部分は、分解可能又は摩耗可能であり、超音波ブレードからの接触が、導電性クランプアームパッドの残りの部分の導電性を遮断するのを防止する。

【0093】

一態様では、本開示は、導電性ポリマー超音波クランプアームパッドを備える、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスのためのエンドエフェクタを提供する。一態様では、エンドエフェクタは、酸化スズでドーピングされたクランプアームパッドを備える。図22は、本開示の少なくとも1つの態様による、導電性ポリマー製クランプアームパッド2440の断面図である。導電性ポリマー製クランプアームパッド2440は、クランプアームパッド2440を導電性にするために、テフロン（PTFE）などのポリマー材料2444に埋め込まれた酸化スズ2442（ SnO_2 ）を含む。ドーピングは、冷間噴霧プロセスを使用して実現され得る。ドーピングが行われると、導電性ポリマー製クランプアームパッド2440は、例えば、超音波ブレードと接触し、超音波ブレードから熱を吸収し、組織の把持及び締付を支援するなど、従来の超音波組織クランプアームパッドの機能を実現することができる。酸化スズがドーピングされたクランプアームパッド2440は、超音波ブレードとクランプアームパッド2440との間に把持された組織にRFエネルギーを送達するために、双極RF回路の2つの電極又は極のうちの1つとして機能する。酸化スズがドーピングされたクランプアームパッド2440は、生体適合性であり、導電性であり、熱伝導性であり、クランプアームパッド2440の大部分を使用してクランプアームパッド2440の耐摩耗性を改善することが可能であり、そして白色である。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0094】

一態様では、本開示は、電極の代わりとして、導電性ポリマー超音波クランプアームパッドを提供する。超音波クランプアームパッドの寿命を改善し、組織に対するRFの効果を改善するために、本開示は、改善され、作製することがより容易であり、かつ作製に必要なコストがより安い電極を提供する。一態様では、本開示は、硬質ポリイミドポリマー層及び導電層を含むクランプアームパッドを提供して、クランプアームパッドが従来の機能を達成することと、双極の電気を運搬して、エネルギー複合式エンドエフェクタのクランプアーム内に、別個の電極を設ける必要性を排除することを可能にする。このようにして、クランプジョーは、超音波のみのクランプジョーと同様の方法で製造することができ、新しいクランプアームパッド材料は、従来の超音波のみのクランプアームパッドと交換されることになる。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0095】

利点としては、ポリマーの要素どうしの「方陣」間に、電極ギャップがないため、現行の超音波のみの器具と同様に、クランプアームパッドの摩耗を含む、改善された超音波性能が挙げられる。改善されたクランプジョーのコストは、別個の電極構成要素が排除され、複数の小さなポリマー方陣要素を提供するため、現在の超音波のみのクランプジョーと同様である。加えて、クランプジョーを作製するために必要な製造ステップは、現在の超音波のみのクランプジョーを作製するために必要な製造ステップと同じである。改善されたクランプジョーを製造することは、クランプアームパッドの置換のみを必要とし、クランプジョーに追加される追加の電極構成要素の製造確かに必要とし、組み立てのステップを不要とする。

【0096】

図23は、本開示の少なくとも1つの態様による、従来の電極を置き換えるように構成

されたクランプアームパッド 2450 の斜視図である。クランプアームパッド 2450 は、サンドイッチのような構成の、非導電性層 2452 及び導電性層 2454 を備える。この構成は、ばね荷重電極プレートの必要性を排除する。非導電性層 2452 は、ポリマー、ポリイミド、テフロン（PTFE）、及び同様の非導電性材料で作製することができる。導電層 2454 は、薄い導電性ポリマー、金属箔、又は炭素充填材料で作製され得る。クランプアームパッド 2450 は、超音波ブレードに接触する材料の大部分が非導電性層 2452 であるように製造され得る。一態様では、超音波ブレードに接触する材料の 75% は、PTFE などの非導電性の材料である。別の態様では、超音波ブレードと接触する材料の 85% は、PTFE などの非導電性の材料である。別の態様では、超音波ブレードに接触する材料の 95% は、PTFE などの非導電性の材料である。また、クランプアームパッド 2450 が摩耗するにつれて、導電性層 2452 は依然として、組織及び戻り電極（例えば、超音波ブレード）を通して RF 電気を伝導するために利用可能な表面積を有している。

10

【0097】

図 24 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 23 に記載のクランプアームパッド 2450 を備えるクランプアーム 2460 を示す。図示されたクランプアーム 2460 では、非導電性層 2452 は、薄層又は箔として現れる導電層 2454 と比較して、大きな表面積を有する。

【0098】

図 25 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 23～図 24 に記載されるように構成されているクランプアームパッドを示す。第 1 のクランプアームパッド 2470 は新しく、かつそれと一体的に形成された歯 2472 を備える。第 2 のクランプアームパッド 2476 は新しく、しかし歯を有しない。第 3 のクランプアームパッド 2478 は摩耗しており、第 1 のクランプアームパッド 2470 又は第 2 のクランプアームパッド 2476 のいずれかを代表し得る。

20

【0099】

一態様では、本開示は、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスのための複合式クランプアームパッドを提供する。図 26 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、組織 2484 と接触している複合式クランプアームパッド 2482 を備えるクランプアーム 2480 の断面図である。エンドエフェクタ 2480 は、上部クランプジョー 2486 と、複合クランプアームパッド 2482 を上部クランプジョー 2486 に固定的に取り付けるための接着剤 2488 を備える。複合式クランプアームパッド 2482 は、薄い非導電性層 2490（例えば、PTFE）及び薄い導電性層 2492（例えば、薄いステンレス鋼箔）を含む。導電性層 2492 は、複合式クランプアームパッド 2482 の電極部分を形成する。導電性層 2492（例えば、薄いステンレス鋼箔）は、非導電性層 2490（例えば、PTFE）が摩耗するにつれて変形する。導電性層 2492 の厚さは、複合式クランプアームパッド 2482 の電極部分が、非導電性層 2490 が摩滅していくと共に変形することを可能にする。有利なことには、導電性層 2492 は、非導電性層 2490 から、熱の一部を伝導させて奪い、複合式クランプアームパッド 2482 をより低温に保持する。上述のように、複合式クランプアームパッド 2482 は、接着剤 2488 によって上部クランプジョー 2486 に固定されている。接着剤 2488 には炭素が充填されて、接着剤 2488 を導電性にし、複合式クランプアームパッド 2482 の電極部分を上部クランプジョー 2486 に接続することができる。電極は、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 RF 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 RF 回路の反対の極である。

30

40

【0100】

一態様では、クランプアームパッドは、協働する導電性部分及び絶縁性部分を備える。一態様では、本開示は、クランプアームパッドが超音波ブレードの摩耗可能な支持構造としても機能する一方で、導電性部分及び非導電性部分を有することでクランプアームパッ

50

ドが R F 電極のうちの 1 つとして機能することが可能となる、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスを提供する。別の一態様では、クランプアームパッドの導電性部分は、パッドの周囲に位置し、超音波ブレード接触領域の直接対向する側面には位置していない。別の一態様では、クランプアームパッドの導電性部分は、分解可能又は摩耗可能であり、超音波ブレードとの接触が、クランプアームパッドの残りの導電性部分の導電性を遮断するのを防止する。

【0101】

一態様では、本開示は、超音波／双極 R F エネルギー複合式デバイスと共に使用するためのクランプアームパッドを提供し、クランプアームパッドの一部は導電性材料を含み、他の部分は非導電性の材料を含む。電極は、超音波／R F エネルギー複合式デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 R F 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 R F 回路の反対の極である。

10

【0102】

様々な態様では、クランプアームパッドは、様々な技術を使用して製造され得る。1つの技術は、同一の圧縮型内で導電性材料及び非導電性材料を成形する 2 ショットプロセスを含む。このプロセスは、単一のクランプアームパッドであって、双極 R F 電極として作用することができる部分と、電気絶縁体として機能する他の部分とを有する、クランプアームパッドを効果的に作り出す。別の技術は、ポリマー（例えば、テフロン、PTFE）パッド又はマトリックスへの、金属元素の超音速冷間噴霧による埋め込みを含む。別の技術は、複数の材料（例えば、テフロン、PTFE、及びドーピング済みの導電性ポリマー）の 3 D 印刷、クランプアームパッド上への導電性又は機能性インクの印刷／転写印刷を含む。別の技術は、金属及び導電性材料（例えば、グラファイト／炭素）を、化学蒸着、物理蒸着、スパッタ堆積、真空堆積、真空金属化、又は熱噴霧を使用してクランプアームパッドに塗布され得ることを含む。別の技術は、導電性／充填されたクランプアームパッド電極を備え、その電極は、マイクロランダムに配向され位置決めされた粒子又はマクロ配向構造（例えば、布、織布、制約付き長繊維）を有するパッドを通して、連続性を提供する。別の技術は、クランプアームパッドの表面を導電性にすることを含み、他の技術の中でもとりわけ、摩滅する電極を提供すること、3 D 印刷、熱間噴霧、冷間噴霧、コーティング／塗料／エポキシ、シート／箔／ワイヤ／フィルムラッピング又はラミネート、真空金属化、印刷／転写などを含む。別の技術では、ポリマー電極は、導電性材料で充填される。

20

30

【0103】

一態様では、エンドエフェクタクランプアームは、固定ポリマー電極を備える。図 27 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2502 に取り付けられたキャリア 2504 又はスタンピングを支持するクランプジョー 2502 と、クランプアームパッド 2506 とを備えるクランプアーム 2500 を示す。クランプアームパッド 2506 は、導電性パッド 2508 及び非導電性パッド 2510 を備える。導電性パッド 2508 は、導電性ポリマーで作製され、双極 R F 回路の電極のうちの 1 つとして機能する。クランプジョー 2502 及びキャリア 2504 は、ステンレス鋼で作製され、例えば、他の締結技術の中でもとりわけ、溶接、レーザー溶接、ろう付け、はんだ付け、プレス加工などの任意の好適な締結技術を使用して取り付けられ得る。導電性パッド 2508 は、例えば、シリコン、フルオロシリコン、PTFE、及び類似の材料などのポリマーを含み得る。導電性パッド 2508 は、PTFE、シリコン、銀粒子で充填されたフルオロシリコン、アルミニウム上の銀、銅上の銀、銅、ニッケル、グラファイト、炭素（非晶質、短繊維）、金、白金、ステンレス鋼、鉄、若しくは亜鉛、又はそれらの組み合わせを使用して、キャリア 2504 上にオーバーモールドされる。

40

【0104】

図 28 は、図 27 における切開面 28-28 で切開した断面図であり、図 29 は、図 27 の切開面 29-29 で切開した断面図である。断面図 28-28 及び断面図 29-29 は、クランプジョー 2502 と、支持キャリア 2504 と、導電性パッド 2508 と、非

50

導電性パッド 2510 とを備えるクランプアーム 2500 を示す。

【0105】

図 30 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2522 と、導電性パッド 2524 と、非導電性パッド 2526 とを備えるクランプアーム 2520 の代替的な一実装形態の断面図である。導電性パッド 2524 は、導電性ポリマーで作製され、双極 RF 回路内の電極のうちの 1 つとして機能する。

【0106】

図 31 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2532 と、クランプジョー 2532 に溶接されたキャリア 2534 又はスタンピングと、導電性パッド 2536 と、非導電性パッド 2538 とを備えるクランプアーム 2530 の代替的な一実装形態の断面図である。導電性パッド 2536 は、導電性ポリマーで作製され、双極 RF 回路内の電極のうちの 1 つとして機能する。導電性パッド 2536 は、キャリア 2534 又はスタンピングの上にオーバーモールドされる。

【0107】

一態様では、エンドエフェクタクランプアームは、インサート成形された金属電極アセンブリ上のフィルムを含む。一態様では、フィルムは、インサート成形された金属（例えば、ステンレス鋼）電極アセンブリ上に提供され得る。ステンレス鋼などの金属上にフィルムをインサート成形して、電極アセンブリを形成することができる。インサート成形された電極上のフィルムをエッチングして、他のパターンの中でもとりわけ、微小孔、スロット、ハニカムなどを形成して、RF エネルギーの伝導、並びに構成要素の周囲を切断することができる。フィルムは、以下に記載される IML / FIM（インモールドラベリング / フィルムインサート成形）プロセスを使用して、ステンレス鋼電極上に形成又は結合され得る。充填済みのフィルムの電極は、ポリマー射出成形ツールに入れて、ポリマーを電極及びフィルムの背面にモルディングすることができる。電極は、超音波 / 双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 RF 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 RF 回路の反対の極である。

【0108】

図 32 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、インサート成形電極 2540 を示す。インサート成形電極 2540 は、導電性要素 2546 と、成形ポリマーパッド 2548 と、フィルム 2542 によるコーティングとを備える。マイクロ穴、スロット、ハニカム、又は類似の機能部などの機能部 2550 を、フィルム 2542 に形成して、RF エネルギーの通過を可能にする。保持機能部 2552 がまた、フィルム 2542 上に形成される。フィルム 2542 の側壁 2558 は、ポリマーパッド 2548 の底部の下に延在し、ポリマーパッド 2548 の底部の周りに折り畳まれてもよく、保持ポストでオーバーモルディングされてもよい。保持機構 2552 は、フィルム 2542 によって画定される穴 2554 内にモルディングされる。2 つのインサート成形電極 2540 が、それらの間にギャップを有して示されているが、実際には、2 つのインサート成形電極 2540 は、金型圧力を介して線 2556 どうしの間にはめ込まれる。

【0109】

導電性要素 2546 は、導電性金属、例えばステンレス鋼又は類似の導電性金属から製造することができる。導電性要素 2546 は、約 0.010 インチの厚さであってよく、0.005 インチ～0.015 インチの厚さの範囲内で選択されてもよく、タンピング加工又はマシン加工によって形成され得る。フィルム 2544 は、約 0.001 インチ～0.002 インチの厚さであってよく、ポリイミド、ポリエステル、又は類似の材料で製造され得る。あるいは、ポストなどの機械的保持に対しては、フィルム 2544 を導電性要素 2546 に直接接合することができる。一例としては、0.002 インチの厚さを有する、エポキシ接着剤裏材付き DuPont 社製 Pyralux HXC Kaption フィルムが挙げられる。

【0110】

有利なことには、非粘着性表面は、組織がインサート成形電極 2540 に付着するのを防止する。非粘着性表面は、インサート成形電極 2540 の全長に沿って 0.002 インチ～0.004 インチの範囲内のギャップを設定することによって、対向する電極どうしの短絡の発生を排除する。非粘着性表面は、インサート成形電極 2540 の側壁 2558 をカバーすることにより、RF エネルギーの横方向の広がりを最小限に抑える。また、インサート成形電極 2540 は、構造的な健全性を示し、多層フレキシブル回路よりもより容易で、より堅牢な電気接続を提供する。

【0111】

一態様では、エンドエフェクタは、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイス用の導電性クランプアーム及びパッド構造体を備える。一態様では、本開示は、組み合わせた超音波／双極 RF エネルギー外科用デバイスにおける耐久性のある「極」として機能するように、クランプアームアセンブリに、クランプアームアセンブリの周りに、又はクランプアームアセンブリ上に適用される、導電性又は選択的導電性薄膜、箔、又はラミネートを備えるクランプアームアセンブリを提供する。更に、電氣的短絡発生の条件を管理するために、アルゴリズム、ソフトウェア、又はロジックが提供される。電極は、超音波／双極 RF エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極 RF 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 RF 回路の反対の極である。

10

【0112】

図 33 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、超音波ブレード 2562 と、クランプアーム 2564 と、導電性フィルム 2568 を含むクランプアームパッド 2566 とを備えるエンドエフェクタ 2560 を示す。

20

【0113】

図 34 は、図 33 に示されるクランプアーム 2564 を示す。クランプアーム 2564 は、クランプアームパッド 2566 を支持するためのクランプジョー 2570 を備える。薄い導電性フィルム 2568 は、クランプアームパッド 2566 上を覆って配設されて、双極 RF 回路の極のうちの一方の極の電極を形成する。

【0114】

図 35 は、図 34 の切開面 35-35 に沿って切開したクランプアーム 2564 の断面図である。クランプジョー 2570 は、ステンレス鋼などの金属で製造され得る。クランプアームパッド 2566 は、PTFE、シリコン、高温ポリマー、又は類似の材料などの、非導電性を有する柔軟材料で作製することができる。導電性フィルム 2568 又は箔は、例えば、チタン、銀、金、アルミニウム、亜鉛、及びステンレス鋼を含むそれらの任意の合金などの、導電性材料で作製することができる。

30

【0115】

図 36 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、部分的に導電性のクランプアームパッド 2582 を備えるクランプアーム 2580 を示す。導電性箔 2584 が、非導電性パッド 2586 の一部分を覆っている。近位端 2590 の非導電性パッド 2588 は、クランプアームパッド 2582 と超音波ブレードとの間のギャップを設定する。

【0116】

導電性フィルム 2568、箔、又はラミネートの要素としては、例えば、薄い導電性材料の単一層が挙げられるが、そのような材料としては、例えば、金属（チタン、銀、金、亜鉛、アルミニウム、マグネシウム、鉄など、及びそれらの合金、又はステンレス鋼）、めっき金属（例えば、銅上にニッケル次いで金をめっきしたもの）、又は金属粉末などの導電性材料又は充填剤を高濃度で充填されたポリマーなどが挙げられる。好ましくは、上記の要素は、0.001 インチ～0.008 インチ（0.025 mm～0.20 mm）の範囲内の厚さから選択される、例えばチタン、銀、金、亜鉛、又はステンレス鋼などの生体適合性金属箔である。

40

【0117】

フィルム 2568、箔、又はラミネートは、上記の薄い導電性材料を覆う、薄いポリマ

50

ーコーティング、フィルム、又は層を含み得る。このコーティング、フィルム、又は層は、電気抵抗が大きい、すなわち、隣接する組織への双極 R F エネルギーを効果的に伝導する導体ではない。コーティングは、電極から組織へのエネルギー送達を可能にするために穿孔され得る。

【0118】

導電性材料は、導電性材料の全厚を貫通して穿孔されるか、あるいはそのような貫通穴又は窓を含み得るが、それにより、この層の熱キャパシタンスを最小化することができる（試験により、治療部位から除去される熱エネルギーのため、長い及び／又は厚い箔が、組織の切断に要する時間がより長くなる結果をもたらすということが示されている。これらの穿孔、穴、又は窓はまた、他の部分又は層への箔の保持を可能にし得る。これらの穿孔、穴又は窓は、箔のシート全体にわたってパターン化されてもよく、治療部位に局在化されていてもよく、又は例えば、クランプアームの側面のみなどの、治療部位から離れた場所に局在化されていてもよい。

10

【0119】

薄いポリマーコーティング、フィルム、又は層が存在する場合、それらは、導電性フィルム、箔、又はラミネートが組織に直接連通して、双極ラジオ波エネルギーを組織に送達するように、穿孔されていてもよく、あるいは、それらの厚さ全体を貫通する穴又は窓を含んでいてもよい。コーティングの場合、これらの穴又は窓は、選択的コーティング又はコーティング除去によって形成され得る。

【0120】

20

理想的には、導電性フィルム 2568、箔、又はラミネートは、典型的にはステンレス鋼から製造されるクランプアーム構造と、直接接触している。得られた導電性経路は、それゆえ構造を簡単にすることを可能にする。それは、その経路が、必要な構造構成要素から作られるためである。すなわち、クランプアームに直接接続する支持チューブ又はアクチュエータによって、次いで導電性フィルム、箔、又はラミネートによって形成されるからである。

【0121】

一態様では、導電性フィルム 2568、箔、又はラミネートは、他の材料の中でもとりわけ、PTFE、シリコン、ポリイミド、高温熱可塑性樹脂などの材料から作製された、比較的柔らかい、高温の、低摩耗性ポリマー又はエラストマーパッドによって裏打ちされる。この比較的柔らかいパッドの柔軟性は、ジョーが完全に閉じられているときに、ジョーと超音波ブレードとの間に、その組織に作用を及ぼす長さ全体にわたってゼロ又はほぼゼロのギャップを得るための、構成要素の許容度を広範囲にすることを可能にする。したがって、組織をこの長さに沿って封止し、切断することが可能になる。上記の柔軟性はまた、超音波ブレードが導電層に対して閉じられたときに起こり得る、導電層のいかなる可聴振動も、排除又は大幅に減衰させる。

30

【0122】

導電性フィルム 2568、箔、又はラミネートは、その裏側／裏面（すなわち、組織からは遠く、クランプアームに向いている表面）上に、剛性から半剛性のポリマーを含み得る。この部分は、射出成形可能なポリマー又はポリマー合金から作製され、かつフィルムインサートモールドディング（FIM）又はインモールドラベリング（IML）によってフィルム、箔、又はラミネートに接着される。

40

【0123】

試験では、薄いステンレス鋼、銅、又はアルミニウムの箔は、手術中に静かである（「キーキーと高い音を立てる」ことはなく、鈍くキーキーとなる音を発することもない）。薄いステンレス鋼、銅、又はアルミニウムの箔は、超音波ブレードがそれに対して作用することができる、堅牢な表面を提供する。箔が十分堅牢であるので、例えば上記の箔がなければ、引き裂かれ、不良なパッド材料としてしか機能しないシリコンゴムなどの材料が、使用可能となり、容易に引き裂かれることも、割れることもない。

【0124】

50

ジョーのクランプ面の近位部分は、導電性フィルム、箔、又はラミネートを含まなくてもよいが、それは、ジョーのこの領域は、最初にブレードに接触し、この領域での電力の短絡形成／短絡をもたらす可能性がより高いためである。

【0125】

一態様では、本開示は、双極RFエネルギーを含む出力を起動するための短絡緩和アルゴリズムを提供する。

【0126】

起動のために送達されたエネルギーが閾値量を超えた後（それによって組織が薄くなったが、組織のシール、凝固のために適切な用量の双極RFエネルギーを組織が受けた可能性が高いことを示す）、若しくは起動時間閾値を超えた後（個々でも再び、組織が薄くなったが、受け入れられ、適切な用量を受けた可能性が高いことを示す）、又はエネルギー閾値及び起動時間閾値の両方が超えられた後に短絡が発生しても、短絡アラートはユーザに対して発せられない。

【0127】

ステンレス鋼インサート成形電極アセンブリ上にフィルムを作製するプロセスは、フィルムをエッチングし、RFエネルギーを通すための開口（マイクロ穴、スロット、又はハニカム）を形成することと、電極構成要素の周囲を切断することと、必要に応じて、ステンレス鋼電極上にフィルムを形成する又は接着結合することと、装着されたフィルム及び電極を、ポリマー射出成形ツール内に配置することと、ポリマーを電極及びフィルムの背面にモールドディングすることと、を含む。

【0128】

図132は、少なくとも本開示の態様による、クランプジョー2602と、クランプアームパッド2604と、巻き付けられたワイヤ電極2606と、を備える、クランプアーム2600を示す。クランプジョー2602はステンレス鋼で作製され、クランプアームパッド2604はポリマー（例えば、PTFE）で作製される。巻き付けられたワイヤ電極2606は、導電体で作製される。

【0129】

図133は、少なくとも本開示の態様による、クランプジョー2612と、クランプアームパッド2614と、巻き付けられたワイヤ電極2616と、を備える、クランプアーム2610を示す。クランプジョー2612はステンレス鋼で作製され、クランプアームパッド2614はポリマー（例えば、PTFE）で作製される。巻き付けられたワイヤ電極2616は、導電体で作製される。

【0130】

追加の開示材料は、米国特許第9,764,164号、米国特許出願公開番号第2017/0164997号、米国特許出願公開番号第2017/0056059号、及び米国特許第7,442,193号に見出すことができ、そのそれぞれが全体で参照により本明細書に組み込まれる。

【0131】

一態様では、クランプアームパッドは、典型的に、例えば、パッドが超音波ブレードとクランプアームとの間で電流が流れることを可能にするように十分に導電性であるように、例えば、医療グレードのステンレス鋼などの導電性粒子を含浸させ得るPTFEなどの、非導電性材料からなり得る。

【0132】

いくつかの変形形態では、クランプアームパッド自体は導電性である。単なる実施例として、クランプアームパッドは、成形された炭素充填PTFEで形成されてもよい。

【0133】

種々の態様では、本開示は、組織効果、炭化及び／又はクランプアーム、超音波ブレード、若しくは電極への組織付着を制御するように構成された、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。一態様では、クランプアームジョーは、エンドエフェクタ構成要素への組織付着を最小化し、組織制御を改善するための特徴部又は態様で構

成されている。一態様では、組織経路又はクランプ領域制御特徴部は、クランプアーム／超音波ブレードに対する組織経路を調整して、過剰な熱又は長期の熱の適用による、クランプアーム又は超音波ブレードへの組織の付着及び組織の炭化を低減する所定の接触位置を作成するために提供される。

【0134】

一態様では、エンドエフェクタは、エンドエフェクタ構成要素上の組織の蓄積を防止するための側部ガードを備える。一態様では、エンドエフェクタは、組織経路又はクランプアーム領域制御特徴部を備えて、クランプアーム／ブレードに対する組織経路を調整して、所定の接触位置を作成する。制御特徴部は、クランプアームなどのエンドエフェクタ要素への組織の付着及び炭化を低減するように構成されている。クランプジョー、クランプアームパッド、又は超音波ブレード。

10

【0135】

一態様では、本開示は、露出を防止し、組織が側壁内の領域に入るのを防止するために、電極を取り囲むための隆起側壁又はガードを有するクランプアームを提供する。一実装形態では、クランプアームの側壁は、クランプアームパッドから領域へと押し出されてもよく、かつその周囲にあるが、組織の折り畳みを開始させるのに十分ではない。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0136】

20

図37は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー2622と、露出した歯2626を備えるクランプアームパッド2624と、を備える、クランプアーム2620を示す。露出した歯2626は、組織が露出した歯2626内の領域に入るのを防止する。

【0137】

図38は、本開示の少なくとも1つの態様による、隆起側壁2634及び隆起唇状部2636を備えるクランプジョー2632と、複数の歯2639を備えるクランプアームパッド2638と、を備える、クランプアーム2630を示す。隆起側壁2634及び隆起唇状部2636は、組織が側壁2634及び隆起唇状部2636の内部2637に蓄積するのを防止する。

30

【0138】

一態様では、本開示は、クランプアーム上に位置する周囲壁及びシリコン封止部を有する電極を備えるエンドエフェクタを提供する。図39～図41は、周囲壁を備える電極を示す。図39は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー2646とクランプアームパッド2647とによって支持された周囲壁2644を有する電極2642を備えるクランプアーム2640を示す。図40は、図39における切開面173-173で切開したクランプジョー2640の断面図である。電極2642とクランプジョー2644との間の組織貫通及び蓄積／付着を防止又は最小化することが望ましいため、一態様では、電極2642の周囲の周囲壁2644は、電極2642とクランプジョー2646とクランプアームパッド2647との間に画定された空間2643内の電極2642の下に組織が進行して蓄積するのを防止するように、サイズ決め及び構成されている。電極2642は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極2642は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

40

【0139】

図41は、図39～図40に示される周囲壁を備える電極の代替的又は追加的特徴である。図141に示される態様では、シリコン又はその他の流体ポリマーなどのシーラント2648は、本開示の少なくとも1つの態様によれば、組織が電極2642の下に進行して蓄積するのを防ぐために、電極2642の下及びクランプジョー2646の上の空間2645に提供されてもよい。

50

【0140】

一態様では、本開示は、偏向可能／カンチレバー電極のためのスカート部を備えるエンドエフェクタを提供する。組織がRF電極に付着して、RF系のエネルギー外科手術デバイスで加熱した後に電極とクランプジョーとの間に流体が蓄積することが、一般的である。したがって、電極とクランプアームとの間の組織／流体の蓄積を軽減するか、又は組織の挟持を防止することが望ましいであろう。一態様では、本開示の図42～図44は、電極とクランプアームとの間の組織及び流体の蓄積を防止又は最小化し、それによって、電極の偏向機能を制限するか、又はクランプされていない場合に電極の中立位置へのリターンを抑制する電極を示す。電極は、近位端部でクランプジョーに固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

10

【0141】

偏向可能な電極に増分剛性を付加するためのスカート部の重複構成。偏向されると、スカート部は外向きに変位して、クランプアームの周囲で組織を洗浄／排出する。

【0142】

図42は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー2652と、電極2654と、複数の歯2657を備えるクランプアームパッド2656（図43）と、電極2654の側面に沿った偏向可能なたな状部2658と、を備える、クランプアーム2650を示す。図43～図44は、切開面176-176で切開した図42に示されるクランプアーム2650の断面図である。図43は、非偏向状態の電極2654及びスカート部2658を示し、図44は、スカート部2658が矢印2659によって示される方向に横方向に移動する偏向状態の電極2654及びスカート部2658を示す。

20

【0143】

ここで図42～図43を参照すると、クランプアーム2650は、超音波／双極RFエネルギー複合式装置で使用するための超音波ブレードを備えるエンドエフェクタと共に使用するように、構成されている。電極2654の近位端部2660は、例えば、その他の締結技術の中でもとりわけ、溶接、レーザー溶接、ろう付け、はんだ付け、圧入などの任意の好適な締結部2653又は締結技術によって、クランプジョー2652に取り付けられる。電極2654の遠位端部2662は、カンチレバーのように自由に移動する。前述のように、クランプアームパッド2656は、テフロン（PTFE）などの柔軟材料で作製されているが、同様のポリマーがそのために置き換えられ得る。電極2654は、近位端部でクランプジョー2652に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2654は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

30

【0144】

偏向可能なたな状部は、電極2654とクランプジョー2652との間に配置され、電極2654と重なり合う、電極2654の下部周囲にオーバーモールドされたエラストマースカート部2658を備える。オーバーモールドされたスカート部2658は、それらが偏向状態にある場合に、組織及び流体が電極2654とクランプジョー2652との間に蓄積又は挟持されることを防止する。更に、オーバーモールドされたスカート部2658のクランプジョー2652への重なり合う構成では、特定の実装形態に必要な場合に、電極2654を補強してもよい。電極2654がクランプジョー2652に向かって偏向される場合、オーバーモールドされたスカート部2658は外向きに変位して、クランプアーム2658、電極2654又はクランプジョー2652の周囲から組織を洗浄及び排出する。

40

【0145】

一態様では、本開示は、電極隔壁を含むエンドエフェクタを提供する。組織は、RF系エネルギー外科用デバイスで加熱した後、クランプジョーとRF電極との間に付着するこ

50

とが一般的である。したがって、前述のように、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスにおいて、電極とクランプアームとの間の組織蓄積を低減することが望ましいであろう。したがって、本開示の図45～図47に示されるように、種々のクランプアームは、組織の蓄積及び付着点を低減するように構成されている。一態様では、クランプアームは、クランプアームの側面に沿って隔壁へと下向きに延在して、組織がRF封止中に入り、その中に蓄積し得るギャップを低減する電極を備える。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0146】

図45は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー2672と、電極2674と、クランプジョー2672の側壁2678を通して電極2674から下方に延在する側壁2676と、複数の歯2679を備えるクランプアームパッド(図46)2677と、を備える、クランプアーム2670を示す。図46は、切開線46-46で切開した図45に示されるクランプアーム2670の断面図である。図45～図46を参照すると、クランプアーム2670は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスで使用するための超音波ブレードを備えるエンドエフェクタと共に使用するように、構成されている。電極2674の側壁2676は、クランプジョー2672の側面を覆い、クランプジョー2672の遠位端部2684の周囲に延在して、ギャップを閉じ、電極2674とクランプジョー2672との間に画定された空間2680内に組織が蓄積するのを防止する。矢印2682は、電極2674の偏向経路を示す。前述のように、クランプアームパッド2686は、PTFE又は同様のポリマー材料などの柔軟材料で作製されている。電極2674は、例えば、その他の締結技術の中でもとりわけ、溶接、レーザー溶接、ろう付け、はんだ付け、圧入などの任意の好適な締結部2673又は締結技術によって、クランプジョー2672の近位端部2688に取り付けられる。電極2674は、近位端部でクランプジョー2672に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2674は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0147】

図47は、本開示の少なくとも1つの態様による、図45～図46に示されるクランプアーム2670に対する代替のクランプアーム2690を示す。クランプアーム2690は、クランプジョー2692と、クランプジョー2692の側壁2698を越えて電極2694から下向きに延在する側壁2696を伴う電極2694と、クランプアームパッド2697と、を備える。側壁2698は、電極2694とクランプジョー2692との間に画定された空間2691内に組織が蓄積するのを防止する。クランプアーム2690は、組織インターフェースから離れた偏向停止面2700を更に備える。電極2694は、近位端部でクランプジョー2692に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2694は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0148】

一態様では、本開示は、エンドエフェクタ又はその構成要素内の組織の蓄積を防止するための遮蔽唇状部を備える偏向可能な／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタを提供する。組織は、RF系エネルギー外科用デバイスで加熱した後、クランプジョーとRF電極との間に付着することが一般的である。したがって、前述のように、電極とクランプジョーとの間の組織の蓄積を防止又は最小化することが望ましいであろう。図48は、本開示の少なくとも1つの態様による、電極2710の上面2714から下方に延在する唇状部2712を備える電極2710の上面斜視図である。図49は、下向きに延在する唇状部2712を示す図48に示される電極2710の底面斜視図である。図50～図51は、開口部2716を通して延在する歯2719を有するクランプアームパッド2718を備える、図48～図49に示される電極2710の上面斜視図である。

【0149】

ここで図48～図51を参照すると、電極2710は、そこを通るクランプアームパッドの要素を受容するための開口部2716を画定する。電極2710は、超音波／双極RF複合エネルギー装置で使用するための超音波ブレードを備えるエンドエフェクタと共に使用するように、構成されている。電極2710は、近位端部でクランプジョーに固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2710は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

【0150】

したがって、図48～図51は、電極2710とクランプジョーとの間に画定された空間内の組織の蓄積を防止するための電極2710のための、遮蔽唇状部2712である。唇状部2712は、クランプアーム及び電極2710を取り囲んで、組織が電極2710とクランプジョーとの間の空間に入ることを防止する。絶縁コーティングを唇状部2712に追加して、いずれかの電極活性が唇状部2712から発生するのを防止し得る。電極2710は、近位端部でクランプジョーに固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0151】

一態様では、本開示は、圧縮ブロック及び個々のクランプアームパッドユニットを備えた偏向可能な／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタを提供する。一態様では、圧縮ブロック及び個々のクランプアームパッドユニットを備えた偏向可能な／カンチレバー電極は、正確な解剖及び複数の信頼できる封止機能により、超音波デバイスと双極RFデバイスとの間のトレードオフ決定を低減するように構成されている。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

【0152】

一態様では、エンドエフェクタは、ジョーが開いている場合に電極が剥離するのを防止するために、カラー特徴部を有する個々のクランプアームパッドを利用し、組織断片が電極とクランプジョーとの間の側部隙間に進むのを防ぐために予め圧縮されたブロックを利用して、付着の危険性を低減する。

【0153】

一態様では、エンドエフェクタアーキテクチャは、複数の個々のクランプアームパッドユニットを有するエンドエフェクタクランプアーム様相を含む。個々のクランプアームパッドユニットのそれぞれは、ジョーが開いている場合に電極を剥離するためのカラー機構を有し、パッド容積を超音波ブレード先端部に対して増加させ、脚部／先端特徴部が、クランプアーム上のスロット特徴部と整列して制約される。

【0154】

別の態様では、エンドエフェクタは、電極の組み立てを可能にして、クランプアームパッドを所定の位置に保持するのを手助けするために、特定の方向にパッドスロット特徴部を有する電極を備える。

【0155】

更に別の態様では、エンドエフェクタは、電極とクランプジョーとの間に圧縮ブロックを備えて、組織断片が側部隙間に進むのを防止して付着する危険性を低減し、部品と一緒に保持するのを手助けし、組織をクランプする前にパッドカラーと電極との間にギャップがないことを確実にする。

【0156】

図52は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプアーム2722と超音波ブレード2724と、を備える、エンドエフェクタ2720を示す。図53～図54も参照

10

20

30

40

50

すると、クランプアーム 2722 は、クランプジョー 2726 と、複数の個々の組織パッドユニット 2732、単一ピースの弾性／超弾性ブロック 2734、小型の耐摩耗ギャップパッド 2736、及び大型の耐摩耗ギャップパッド 2738 を受容するようにサイズ決め及び構成された複数の開口部 2730 を画定する電極 2728 と、を備える。単一ピースの弾性／超弾性ブロック 2734 は、例えば、とりわけ、多孔材料 (porosint)、ゴム、又はスポンジなどのばね様特性を提供するために、弾性又は超弾性材料で作製されている。電極 2728 は、双極 RF 回路の一方の極として機能し、超音波ブレード 2724 は、双極 RF 回路の反対の極として機能する。電極 2728 は、近位端部でクランプジョー 2726 に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極 2728 は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

10

【0157】

図 55 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、個々の組織パッドユニット 2732 の種々の図を示す。組織パッドユニット 2732 は、パッドカラー 2742 と、パッド首部 2746 と、パッド脚部 2748 と、パッド先端部 2750 と、を備える。組織がクランプされる場合、組織は、電極 2728 が、わずかに圧縮された弾性ブロック 2734 をより圧縮状態に押圧すると同時に、電極 2728 を偏向状態へと押圧する。組織が完全に切断される場合、より圧縮されたブロック 2734 は、組織パッドカラー 2740 に対して電極 2728 を押し戻し、ブロック 2734 は、組織パッドユニット 2732 と電極 2728 との間のゼロギャップを維持するために、わずかに圧縮状態に留まる。クランプジョー 2726 が開いている場合、組織パッドカラー 2740 は、電極 2728 が剥離するのを防止する。

20

【0158】

図 56 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、電極 2728 を示す。電極 2728 は、複数の開口部 2730 を画定する。複数の開口部 2730 は、図 55 に示されるパッド脚部 2748 と同様の形状を有する電極 2728 上のパッドスロットとして機能する。電極 2728 はまた、小型の耐摩耗ギャップパッド 2736 を受容するための 2 つのスロット 2752 を画定し、また大型の耐摩耗ギャップパッド 2738 を受容するための別のスロット 2754 を画定する。

【0159】

図 57 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、弾性／超弾性ブロック 2734 を示すクランプアーム 2722 の断面図を示す。一態様では、弾性／超弾性ブロック 2734 は、接触領域において、組織パッドカラー 2740 に対して電極 2728 を押圧し、パッド脚部 2748 に対してクランプアーム 2722 を押圧して (矢印 2756 に示される)、部品を一緒に保持し、組織をクランプする前にパッドカラー 2742 と電極 2728 との間にギャップがないことを確実にする、予め圧縮されたブロック 2734 として機能する。

30

【0160】

図 58 は、弾性／超弾性ブロック 2734 の斜視図である。図 59 及び図 61 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2726 と、電極 2728 と、個々の組織パッドユニット 2732 と、を備える、サブアセンブリ 2760 の斜視図である。本図は、電極 2728 とクランプジョー 2726 との間に形成された側部隙間 2758 を示す。図 60 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、サブアセンブリ 2760 に組み立てられた図 58 の弾性／超弾性ブロック 2734 を備えるクランプアーム 2722 アセンブリの斜視図である。ここで図 58～図 61 を参照すると、予め圧縮されたブロック 2734 は、組織断片が、電極 2728 とクランプジョー 2726 との間の側部隙間 2758 に進むことを防止して、付着の危険性を低下させる。

40

【0161】

図 62 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、第 1 の組立工程を示す。本工程では、個々の組織パッドユニット 2732 が電極 2728 へと挿入される。組織パッド脚部 2748 は、電極パッドスロット 2730 と整列し、組織パッドカラー 2742 が電極 27

50

28に接触するまで、組織パッドユニット2732を電極パッドスロット2730へと挿入する。

【0162】

図63～図65は、本開示の少なくとも1つの態様による、第2の組立工程を示す。本工程では、個々の組織パッドユニット2732が電極2728へとロックされる。組織パッドユニット2732は、35°にわたって反時計回りに回転され（図56も参照のこと）、この「ロック位置」において、パッド脚部2748及びパッドカラー2742の特徴部位置は、組織パッドユニット2732が電極2728から落下するのを防止する。また、この位置では、パッド先端部2750は、クランプアーム2722へと組み立てるようにほぼ整列される。これにより、第1のサブアセンブリ2762が作成される。

10

【0163】

図66は、本開示の少なくとも1つの態様による、第3の組立工程を示す。本工程では、単一ピースの弾性／超弾性ブロック2734がクランプジョー2726に接合される。これにより、第2のサブアセンブリ2764が作成される。

【0164】

図67～図72は、本開示の少なくとも1つの態様による第4の組立工程を示す。本工程では、図63～図65に記載の第2の組立工程で製造された第1のサブアセンブリ2762が、図66の工程に記載されているように、第3の組立工程で製造された第2のサブアセンブリ2764と組み付けられて、クランプアーム2722を製造する。パッド先端部2750は、クランプアームスロット2766とほぼ整列している。次に、第1のサブアセンブリ2762は、第2のサブアセンブリ2764へと挿入される。クランプアームスロット2766特徴部は、パッド先端部2750を整列させ、矢印2768によって示されるパッドシャフト方向に沿って組織パッドユニット2732の回転自由度を制約するのを手助けするように機能する。次に、組織パッドユニット2732の3つの変位自由度及び3回の回転自由度は、電極2728及びクランプアーム2722によって完全に制約される。電極2728は、接合点2770でクランプアーム2722に接合されている。組み立て後、単一ピースの弾性／超弾性ブロック2734は、予め圧縮される。クランプアーム特徴部2772は、組織パッドユニット2732が矢印2774によって示される方向に出ることを防止する。

20

【0165】

図73～図74は、本開示の少なくとも1つの態様による第5の組立工程を示す。本工程では、2つの小型の耐摩耗ギャップパッド2736のアセンブリを、電極2728によって画定されたスロット2752へと圧入し、大型の耐摩耗ギャップパッド2738を、電極2728によって画定されたスロット2754内へと摺動させる。

30

【0166】

一態様では、本開示は、電極とクランプアームとの間に充填されたギャップを備えるエンドエフェクタを提供する。組織は、RF系エネルギー外科用デバイスで加熱した後、クランプジョーとRF電極との間に付着することが一般的である。したがって、前述のように、クランプジョーと電極との間のクランプアームの組織付着を防止又は最小化することが望ましいであろう。したがって、図75は、本開示の少なくとも1つの態様による、電極2784とクランプジョー2786との間の充填材料2782を備えるクランプアーム2780を示す。充填材料2782は、織布ナイロン又は3D印刷構造であってもよい。充填材料2782は、組織が電極2784とクランプジョー2786との間の空間2788へと入ることを防止する。3D印刷構造は、圧縮を最大化するために特定の形状であるように印刷されてもよい。電極2784は、近位端部でクランプジョー2786に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2784は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。電極2784は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極2784は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

40

50

【0167】

一態様では、本開示は、偏向可能な／カンチレバー電極を備えるエンドエフェクタを提供する。電極の製造の容易さを改善し、電極とクランプジョーとの間の組織の蓄積を低減することが望ましいであろう。組織が電極に付着するのを防止又は最小化することが更に望ましい。図76～図78は、本開示の少なくとも1つの一態様による、これらの所望の改善に対処するための種々の装置を示す。電極は、近位端部でクランプジョーに固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。電極は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極は、双極RF回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極RF回路の反対の極である。

10

【0168】

図76に示す態様では、別個のクランプアーム電極を排除し、クランプアームの表面2792を構築し、別個の電極ブレードを排除することによって製造が容易であるクランプアーム2790である。ここで、クランプアームは電極になる。また、ポリイミド（Ves pel）クランプアームパッド2794をクランプジョー2796上にオーバーモールドする。

【0169】

図77に示される態様では、クランプアーム2800は、電極2802の周囲にスカート部2806を追加することによって、又は代替的にクランプジョー2804の周囲にスカート部2806を追加することによって、電極2802とクランプジョー2804との間の組織の蓄積を防止する。これにより、電極2802が偏向するだけでなく、組織の蓄積を防止することができる。電極2802は、近位端部でクランプジョー2804に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2802は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

20

【0170】

図78に示す態様では、超音波ブレード2812と、遠位組織把持を改善するように構成されたクランプアーム2814と、を備える、エンドエフェクタ2810の断面図である。クランプアーム2814は、ポリイミドギャップアームパッドの遠位端部及び／又はクランプアームパッド（PTFE）の歯の遠位端部に湾曲2816を画定する。

30

【0171】

一態様では、本開示は、電極幾何学的形状及びクランプアーム緩衝部／ブル要素を介した組織の付着を最小限に抑えるように構成されたエンドエフェクタを提供する。組織は、RF系エネルギー外科用デバイスで加熱した後、RF電極に付着することが一般的である。したがって、前述のように、RF電極への組織の付着を最小限に抑えるか、又は防止することが望ましいであろう。これは、新しい電極幾何学的形状によって達成されてもよく、クランプアーム緩衝部／ブルノーズをクランプジョーに追加して、電極層間剥離を最小限に抑えてもよい。図79は、本開示の少なくとも1つの態様による、クランプジョー2822と、電極2824と、複数の歯2836を備えるクランプアームパッド2826と、組織の挟持点を最小化するための電極2824の両側に位置する隔壁2828と、鈍的切開の間に最初に組織と接触することによって電極2824の層間剥離を最小化するためのブルノーズ／クランプアーム緩衝部2830と、を備えるクランプアーム2820を示す。クランプアーム2820は、クランプアーム2820の近位端部2834に硬質ギャップ設定パッド2832を更に備える。クランプアームパッド2826は、テフロン（PTFE）などの柔軟なポリマーで作製され、硬質ギャップ設定パッド2832は、硬質ポリイミド材料で作製されている。電極2824は、近位端部でクランプジョー2822に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極2824は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。電極2824は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極2824は、双極RF回路の一方の極であり、超音

40

50

波ブレードが、双極 R F 回路の反対の極である。

【0172】

図 80～図 81 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2842 と、電極 2844 と、複数の歯 2854 を備えるクランプアームパッド 2846 と、クランプアームパッド 2846 の両側に位置する隔壁 2848 と、を備える、代替のクランプアーム 2840 を示す。図 80 は、クランプアーム 2840 の組立図を示し、図 81 は、クランプアーム 2840 の分解図であり、図 81 は、切開面 81-81 で切開したクランプアーム 2840 の断面図である。隔壁 2848 は、組織の挟持を防止し、クランプアーム 2840 の製造可能性を改善する。クランプアーム 2840 の近位端部 2850 は、硬質ギャップ設定パッド 2852 を備える。電極 2844 は、複数のクランプアームパッド 2846 歯を受容するための複数の開口部 2854 を備える。クランプアームパッド 2846 は、テフロン (PTFE) などの柔軟なポリマーで作製され、硬質ギャップ設定パッド 2852 は、硬質ポリイミド材料で作製されている。電極 2844 は、近位端部でクランプジョー 2842 に固定され、遠位端部で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極 2844 は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

10

【0173】

一態様では、本開示は、抗組織付着特徴部を備える偏向可能な電極を備えるエンドエフェクタを提供する。組織は、R F 系エネルギー外科用デバイスで加熱した後、R F 電極に付着することが一般的である。組織は、典型的には、電極の周囲の空間へと分離して流れ出、次に、再固化して、より大きな組織体にアンカー点を形成する。固定された組織は、組織の付着がないことを確実にするために、防止又は取り外される必要がある。図 82～図 85 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプジョー 2862 と、カンチレバー電極 2864 と、カンチレバー電極 2864 によって画定された開口部 2870 を通って受容される歯 2868 を備えるクランプアームパッド 2866 と、硬質ギャップ設定パッド 2872、2874 と、を備える、クランプアーム 2860 を示す。電極 2864 は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスと共に使用するように適合及び構成され、負荷がかかると偏向可能である。この電極 2864 は、双極 R F 回路の一方の極であり、超音波ブレードが、双極 R F 回路の反対の極である。

20

【0174】

図 82 は側面図であり、図 84 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアーム 2860 の底面斜視図である。両方の図は、偏向されていない状態のカンチレバー電極 2864 を示す。図 83 は側面図であり、図 85 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、クランプアームパッド 2866 の歯 2868 から組織を引き抜くために偏向状態にあるカンチレバー電極 2864 を有するクランプアーム 2860 の底面斜視図である。

30

【0175】

ここで図 82～図 84 を参照すると、1 つの方法では、カンチレバー電極 2864 は、組織が冷却する前に、パッド歯 2868 の端部を通過して移動し、組織をアンカースポットから引き出す。カンチレバー電極 2864 は、クランプジョー 2862 及びクランプアームパッド 2866 から独立して、ばね力で移動し得る。クランプアームパッド 2866 のためのカンチレバー電極 2864 の開口部 2870 は、クランプアームパッド 2866 から移動して、封止後にアンカーが存在しないことを確実にし得る。

40

【0176】

様々な態様では、本開示は、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイス及びシステムを提供する。様々な形態は、外科手術中の組織の治療、切開、切断、及び／又は凝固をもたらすように構成された、超音波及び／又は電気外科用 (R F) エンドエフェクタを備える外科用器具のためのユーザインターフェースを対象とする。一形態では、超音波及び電気手術用複合式器具のためのユーザインターフェースが提供され、その器具は、直視下外科手術で使用するよう構成され得るが、手持ち式又はロボット支援手術のいずれかにおける他の種類の手術、例えば低侵襲腹腔鏡術や、非侵襲内視鏡術における用途も有するものである。多数のエネルギーモダリティを同時に、独立して、順次、又はそれらの

50

組み合わせで選択的に適用することによって、汎用性が達成される。例えば、汎用性は、超音波及び電気外科エネルギー（例えば、単極又は双極 R F エネルギー）を、同時的、独立的、順次、又はそれらを組み合わせた状態のいずれであれ、選択的に使用することによって達成され得る。

【0177】

一態様では、本開示は、超音波ブレードと、偏向可能な R F 電極を備えるクランプアームとを備える装置用のユーザインターフェースを提供し、超音波ブレード及び偏向可能な R F 電極は協働して、R F 電極を備える装置のクランプ機構と、関連する超音波ブレードの協働によって、組織の封止、切断、及びクランプによる締付を実現する。クランプ機構は、超音波ブレードと協働する駆動式クランプアームを含み、それらの間に組織が把持される。クランプアームには、好ましくは、クランプ組織パッド（「クランプアームパッド」としても知られている）が設けられるが、このパッドは、軸方向に互いに離間した複数の把持歯、セグメント、要素、又は個々のユニットを有する。これらは、外科手術中の組織の把持及び把握を容易にする一方で、エンドエフェクタの超音波ブレードと協働して、組織に対する所望の封止及び切断効果を達成する。

10

【0178】

一態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、電極を備える。他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、上記の電極への代替物を備える。これにより組織への、組織の形状に順応する R F エネルギーカップリングを提供し、パッドの摩耗／薄化に適応し、過剰な熱の生成を最小限に抑え（低い摩擦係数、圧力）、火花の生成を最小限に抑え、電気短絡による中断を最小限に抑え、又はそれらの組み合わせを最小限に抑える。電極は、クランプジョーに近位端で固定され、遠位端で自由に偏向する。したがって、本開示を通して、電極は、カンチレバービーム電極、又は偏向可能な電極と称され得る。

20

【0179】

他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、組織を把持及び封止するためにパッドと超音波ブレードとの間に高い圧力を印加して、例えば、薄い組織、横方向の張力がかかっている組織、持ち上がっている／垂直方向の張力がかかっている組織、特にクランプアームから離れるように持ち上がっている組織などの、制約のかかる又は困難なシナリオでも組織に接触する可能性を最大化するように構成されているクランプアーム機構を備える。

30

【0180】

他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、電極間の表面積／電流密度の調和をバランスさせ、組織とのインターフェースからの熱伝導のバランスをとりつつ最小化して、例えば、変性部の形成及び対称性に影響を及ぼし、サイクル時間、残留熱エネルギーなどにも影響を及ぼすように構成されている。他の態様では、本明細書に記載のエンドエフェクタは、粘着、組織の付着を最小化する（アンカーポイントを最小化する）ように構成され、小さなポリイミドパッドを含み得る。

【0181】

様々な態様では、本開示は、少なくとも2つのエネルギータイプ（例えば、超音波、単極 R F、双極 R F、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション [IRE]）を、組織に送達するように構成されている外科用デバイスを提供する。外科用デバイスは、エネルギーを起動するための第1の起動ボタンスイッチと、起動ボタンスイッチのエネルギーモードを選択するための第2のボタンスイッチと、を含む。第2のボタンスイッチは、少なくとも1つの入力パラメータを使用してエネルギーモードを定義する回路に接続される。入力パラメータは、発生器への接続又はソフトウェア更新を介して、遠隔で修正することができる。

40

【0182】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、R F エネルギーと超音波エネルギーとの同時ブレンドであり、入力パラメータは、R F エネルギー及び超音波エネルギーのデューティサイクルを表す。

50

【0183】

一態様では、第2のボタンスイッチは、所定のモードのリストから選択するように構成可能であり、リスト内のモードの数は、ユーザによって定義された第2の入力パラメータによって定義される。

【0184】

一態様では、入力パラメータは、デューティサイクル、電圧、周波数、パルス幅、又は電流のいずれかである。

【0185】

一態様では、デバイスはまた、手術野内のデバイスの部分内の選択されたエネルギーモードの視覚的インジケータを含む。

10

【0186】

一態様では、第2のボタンスイッチは、エンドエフェクタ閉鎖トリガとは別個の制御部である。

【0187】

一態様では、第2のボタンスイッチは、閉鎖トリガの第2の段階で作動されるように構成されている。閉鎖方向の閉鎖トリガの第1の段階は、エンドエフェクタを作動させることである。

【0188】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、又はIREから選択される。

20

【0189】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、又はIREから選択され、所定のデューティサイクル又はパルスアルゴリズムで適用されるように構成される。

【0190】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、又はIREのエネルギータイプのうちの2つ以上の連続的な適用から選択される。

【0191】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、及びIREのエネルギータイプのうちの2つ以上の同時ブレンドである。

30

【0192】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、及びIREのエネルギータイプのうちの2つ以上の同時ブレンドと、その後続く前述のエネルギータイプのうちの1つ以上とである。

【0193】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、超音波、RF双極、RF単極、マイクロ波、及びIREのエネルギータイプのうちの1つと、その後続く前述のエネルギータイプのうちの2つ以上の同時ブレンドとである。

40

【0194】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、手術特異的又は組織特異的な、所定のアルゴリズムである。

【0195】

一態様では、エネルギーモードのうちの少なくとも1つは、学習された外科的行為又は活動からコンパイルされる。

【0196】

一態様では、入力パラメータは、エネルギータイプ、デューティサイクル、電圧、周波数、パルス幅、電流、インピーダンス限界、活性化時間、又はエネルギーのブレンドのうちの少なくとも1つである。

50

【0197】

一態様では、第2のボタンスイッチは、所定のモードのリストから選択するように構成可能であり、リスト内のモードの数は、予め定義されているか、又はユーザによって定義された第2の入力パラメータによって定義されるかのいずれかである。

【0198】

一態様では、前述のエネルギーモードは、発生器へのソフトウェア更新を通じてユーザに利用可能になる。

【0199】

一態様では、前述のエネルギーモードは、デバイスへのソフトウェア更新を通じてユーザに利用可能になる。

【0200】

一態様では、ユーザによる好ましい選択は、ネットワーク化、クラウド、又は手動転送のいずれかを通して、複数の発生器に利用可能になる。

【0201】

一態様では、デバイスはまた、手術野内のデバイスの部分内の選択されたエネルギーモードの視覚的インジケータを含む。

【0202】

本明細書で使用される場合、ボタンスイッチは、外部の回路に接続される電気接点の1つ以上のセットを備えた、手動で、機械的に、又は電氣的に操作される電気機械デバイスであり得る。電気接点の各セットは、以下の2つの状態のうちの1つであり得るが、「閉鎖」状態は、接点どうしが接触し、電気がそれらの間で流れることができることを意味し、「開放」状態は、接点どうしが分離され、スイッチが電気を伝導していないことを意味するものである。これらの2つの状態（開放又は閉鎖）の間の移行を作動させる機構は、「交替的アクション」タイプ（スイッチを反転させると、連続的に「オン」又は「オフ」となる）又は「瞬間的」タイプ（押すと「オン」になり、離すと「オフ」になる）のいずれかであり得る。

【0203】

一態様では、本開示は、デバイス上でのモード選択及び視覚的フィードバックを含む、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを提供する。外科用デバイスが進化し、より能力が高くなると、それらのデバイスが動作することができる特殊なモードの数が増加する。これらの新しい追加のモードに対応するためにデバイス上に追加のボタンスイッチを追加すると、ユーザインターフェースが複雑になり、デバイスは、使用するのがより困難になる。したがって、本開示は、単一の物理ボタンスイッチに、異なるモードを割り当てるための技術を提供し、これは、ハウジングの設計に複雑さを加える（例えば、益々多くのボタンスイッチを追加する）ことなく、より広い範囲からのモードの選択を可能にする。一態様では、ハウジングは、ハンドル又はピストルグリップの形態である。

【0204】

より特殊なモードが利用可能になるにつれて、複雑なユーザインターフェースを作成することなく、外科用デバイスを使用する外科医に、多くのモードを提供する必要がある。外科医は、発生器の場所にいる巡回している看護師に頼るのではなく、滅菌野からモード選択を制御することができることを望む。外科医は、どのモードが選択されているかを知っているというのを確信できるように、リアルタイムのフィードバックを望む。

【0205】

図86は、本開示の少なくとも1つの態様による、外科用デバイス100の上にモード選択ボタンスイッチ130を備えるデバイス100を示す。外科用デバイス100は、ピストルグリップの形態のハンドル104を画定する、ハウジング102を備える。ハウジング102は、トリガ106を備え、トリガ106を引き絞ると、ハンドル104によって画定される内部空間内にトリガ106は受容される。トリガ106は、エンドエフェクタ110のクランプアーム111部分を動作させるために使用される。クランプジョー112は、枢動点114を中心に枢動可能に移動可能である。ハウジング102は、ノブ1

10

20

30

40

50

２２によって回転可能なシャフト１０８を介して、エンドエフェクタ１１０に結合されている。

【０２０６】

エンドエフェクタ１１０は、クランプアーム１１１と、超音波ブレード１１６とを備える。クランプアーム１１１は、クランプジョー１１２、電極１１８、及びクランプアームパッド１２０を備える。一態様では、クランプアームパッド１２０は、ＰＴＦＥ又は類似のテトラフルオロエチレンの合成フルオロポリマーなどの非粘着性で潤滑性の材料で作製されている。ＰＴＦＥは、疎水性で、非湿潤性で、高密度であり、しかも高温に耐性があり、多用途の材料であり、非粘着特性を有する。クランプアームパッド１２０は、非導電性である。対照的に、電極１１８は、例えば、単極ＲＦ、双極ＲＦ、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション（ＩＲＥ）などの電気エネルギーを送達するための導電性材料で作製されている。電極１１８は、ポリイミド材料で作製されたギャップ設定パッドを備えることができ、一態様では、例えば、DuPont社製で、VESPELという商品名で知られている耐久性の高い高性能ポリイミド系プラスチック、又は例えば、他の適切なポリイミド、ポリイミドポリマー合金、若しくはＰＥＴ（ポリエチレンテレフタレート）、ＰＥＥＫ（ポリエーテルケトン）、ＰＥＫＫ（ポリエーテルケトンケトン）ポリマー合金から作製される。以下に別途記載のない限り、本明細書で以下に記載されるクランプアームパッド及びギャップパッドは、この段落に記載された材料で作製される。

10

【０２０７】

電極１１８及び超音波ブレード１１６は、発生器１３３に結合されている。発生器１３３は、ＲＦ、マイクロ波、又はＩＲＥエネルギーを電極１１８に駆動するように構成されている。発生器１３３はまた、超音波ブレード１１６に音響的に結合された超音波トランスデューサを駆動するように構成される。ある特定の実装態様では、電極１１８は、電気回路の一方の極であり、超音波ブレード１１６は、電気回路の反対の極である。ハウジング１０２は、超音波ブレード１１６を起動するためのスイッチ１２４を含む。回路は、ハウジング１０２に収容され得るか、又は発生器１３３内に存在し得る。外科用デバイス１００は、ケーブル１３１を介して発生器１３３に連結される。ケーブル１３１は、電気外科機能部及び超音波トランスデューサのための信号を伝達する。

20

【０２０８】

様々な態様では、外科用デバイス１００は、クランプアーム１１１と超音波ブレード１１６との間のエンドエフェクタ１１０内に位置する組織に、少なくとも２つのエネルギータイプ（例えば、超音波、単極ＲＦ、双極ＲＦ、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション〔ＩＲＥ〕）を送達するように構成されている。外科用デバイス１００のハウジング１０２は、エネルギーを起動するための第１の起動ボタンスイッチ１２６と、上記の起動ボタンスイッチ用のエネルギーモードを選択するための第２の、「モード」ボタンスイッチ１３０とを含む。第２のボタンスイッチ１３０は、少なくとも１つの入力パラメータを使用してエネルギーモードを定義する回路に接続されている。入力パラメータは、発生器への接続又はソフトウェア更新を介して、遠隔で修正することができる。エネルギーモードは、ユーザインターフェース１２８上に表示される。

30

【０２０９】

一態様では、外科用器具１００は、デバイス上の、方向セレクト「モード」ボタンスイッチ１３０を介して、モード切り替えを提供する。ユーザは、モードボタンスイッチ１３０を押して、異なるモード全体からモードを切り替えることができ、ユーザインターフェース１２８上の着色光は、選択されたモードを示す。

40

【０２１０】

本開示の様々な態様によれば、「モード」ボタンスイッチ１３０を押すことによって、異なる動作モードを外科用デバイスに割り当てることができるが、モードボタンスイッチ１３０が押されるたびに、又は押されてそのまま保持されるたびに、外科用デバイス１００は、ユーザインターフェース１２８上に表示される利用可能なモード全体から、モードを切り替える。ひとたびあるモードが選択されると、発生器１３３は、発生器を表す適切

50

なトーンを提供し、外科用デバイス 100 は、ユーザインターフェース 128 上に、どのモードが選択されたかを示すための点灯インジケータを有する。

【0211】

図 86 に示す例では、「モード」選択ボタンスイッチ 130 は、ハウジング 102 の両側に対称的に配置される。これにより、右利き及び左利きの両方の外科医が、利き手ではない方の手を使用せずに、モード全体からあるモードを選択する／切り替えることが可能になる。この態様では、「モード」選択ボタンスイッチ 130 は、多くの異なる方向を切り替えることができるが、これにより、外科医は、発生器 133 の場所で、調整を行うように巡回者に依頼する必要なく、滅菌野から遠隔で選択肢のリストから選択し、より複雑な選択をナビゲートすることが可能となる。発生器 133 を表すトーンに加えて、外科用デバイス 100 のユーザインターフェース 128 上の点灯インジケータが、どのモードが選択されているかについてのフィードバックを外科医に与える。

10

【0212】

図 87A～87C は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、外科用デバイス 100 の様々な動作モードを選択するための 3 つの選択肢を示す。外科用デバイス 100 のハウジング 102 上の着色された光のユーザインターフェース 128 に加えて、モード選択のフィードバックは、発生器 133 のインターフェースを通して聴くこと及び／又は視認することが可能であるが、その場合、発生器 133 は、選択されたモードを言葉を発して通知し、かつ／又は発生器 133 のスクリーン上に選択されたモードの説明を示す。

20

【0213】

図 87A は、ボタンスイッチ 130 を前方 136 又は後方 134 に押して、外科用器具 100 を様々なモードに順次切り替えることができる第 1 のモード選択オプション 132A を示す。

【0214】

図 87B は、ボタンスイッチ 130 を上方 140 又は下方 138 に押して、外科用器具 100 を様々なモードに順次切り替える第 2 のモード選択オプション 132B を示す。

【0215】

図 87C は、ボタンスイッチ 130 を前方 136、後方 134、上方 149、又は下方 138 に押して、外科用器具 100 を様々なモードに順次切り替える第 3 のモード選択オプション 132C を示す。

30

【0216】

図 88 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、外科用デバイス 150 の背面にモード選択ボタンスイッチ 180 を備えるデバイス 150 を示す。外科用デバイス 150 は、ピストルグリップの形態のハンドル 154 を画定する、ハウジング 152 を備える。ハウジング 152 は、トリガ 156 を備え、トリガ 156 を引き絞ると、ハンドル 154 によって画定される内部空間内にトリガ 156 は受容される。トリガ 156 は、エンドエフェクタ 160 のクランプアーム 161 部分を動作させるために使用される。クランプジョー 162 は、枢動点 164 を中心に枢動可能に移動可能である。ハウジング 152 は、ノブ 172 によって回転可能なシャフト 158 を介して、エンドエフェクタ 160 に結合されている。

40

【0217】

エンドエフェクタ 160 は、クランプアーム 161 と、超音波ブレード 166 とを備える。クランプアーム 161 は、クランプジョー 162、電極 168、及びクランプアームパッド 170 を備える。一態様では、クランプアームパッド 170 は、PTFE 又は類似のテトラフルオロエチレンの合成フルオロポリマーなどの非粘着性潤滑性材料で作製されている。PTFE は、疎水性で、非湿潤性で、高密度であり、しかも高温に耐性があり、多用途の材料であり、非粘着特性を有する。クランプアームパッド 170 は、非導電性である。対照的に、電極 168 は、例えば、単極 RF、双極 RF、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション (IRE) などの電気エネルギーを送達するための導電性材料で作製されている。電極 168 は、ポリイミド材料で作製されたギャップ設定パッドを備

50

えることができ、一態様では、例えば、DuPont社製で、VESPELという商品名で知られている耐久性の高い高性能ポリイミド系プラスチック、又は例えば、他の適切なポリイミド、ポリイミドポリマー合金、若しくはPET（ポリエチレンテレフタレート）、PEEK（ポリエーテルエーテルケトン）、PEKK（ポリエーテルケトンケトン）ポリマー合金から作製される。以下に別途記載のない限り、本明細書で以下に記載されるクランプアームパッド及びギャップパッドは、この段落に記載された材料で作製される。

【0218】

電極168及び超音波ブレード166は、発生器133に結合されている。発生器133は、RF、マイクロ波、又はIREエネルギーを電極168に駆動するように構成されている。発生器133はまた、超音波ブレード166に音響的に結合された超音波トランスデューサを駆動するように構成される。ある特定の実装態様では、電極168は、電気回路の一方の極であり、超音波ブレード166は、電気回路の反対の極である。ハウジング152は、超音波ブレード166を起動するためのスイッチ174を含む。回路は、ハウジング152内に収容され得るか、又は発生器133内に存在し得る。外科用デバイス150は、ケーブル181を介して発生器133に連結される。ケーブル181は、電気外科機能部及び超音波トランスデューサのための信号を伝達する。

10

【0219】

様々な態様では、外科用デバイス100は、クランプアーム111と超音波ブレード116との間のエンドエフェクタ110内に位置する組織に、少なくとも2つのエネルギータイプ（例えば、超音波、単極RF、双極RF、マイクロ波、又は不可逆的エレクトロポレーション〔IRE〕）を送達するように構成されている。外科用デバイス100のハウジング102は、エネルギーを起動するための第1の起動ボタンスイッチ126と、上記の起動ボタンスイッチ用のエネルギーモードを選択するための第2の、「モード」ボタンスイッチ130とを含む。第2のボタンスイッチ130は、少なくとも1つの入力パラメータを使用してエネルギーモードを定義する回路に接続されている。入力パラメータは、発生器への接続又はソフトウェア更新を介して、遠隔で修正することができる。エネルギーモードは、ユーザインターフェース128上に表示される。

20

【0220】

一態様では、外科用器具150は、デバイス上の、方向セレクト「モード」ボタンスイッチ180を介して、モード切り替えを提供する。ユーザは、モードボタンスイッチ180を押して、異なるモード全体からモードを切り替えることができ、ユーザインターフェース178上の着色光は、選択されたモードを示す。

30

【0221】

本開示の様々な態様によれば、「モード」ボタンスイッチ180を押すことによって、異なる動作モードを外科用デバイスに割り当てることができるが、モードボタンスイッチ180が押されるたびに、又は押されてそのまま保持されるたびに、外科用デバイス150は、ユーザインターフェース178上に表示される利用可能なモード全体から、モードを切り替える。ひとたびあるモードが選択されると、発生器133は、発生器を表す適切なトーンを提供し、外科用デバイス150は、ユーザインターフェース178上に、どのモードが選択されたかを示すための点灯インジケータを有する。

40

【0222】

図88に示す例では、「モード」選択ボタンスイッチ180は、外科用デバイス150の背面に配置される。「モード」選択ボタンスイッチ180の位置は、外科手術デバイス150を保持する外科医の手の到達範囲外であるため、モードを変更するために別の手が必要である。これは、不注意な作動を防止することを意図している。モードを変更するためには、外科医は、別の手を使用して、モードボタンスイッチ180を意図的に押さなければならない。発生器を表すトーンに加えて、外科用デバイス150のユーザインターフェース178上の点灯インジケータが、どのモードが選択されているかについてのフィードバックを外科医に与える。

【0223】

50

図 8 9 A は、第 1 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチ 1 8 0 が押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、ユーザインターフェース 1 7 8 上で、着色光が選択されたモードを示すものである。

【 0 2 2 4 】

図 8 9 B は、第 2 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチ 1 8 0 が押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、スクリーン 1 8 2 （例えば、液晶ディスプレイ、e インク）が選択されたモードを示すものである。

【 0 2 2 5 】

図 8 9 C は、第 3 のモード選択オプションを示し、モードボタンスイッチ 1 8 0 が押されて様々なモードに順次切り替えられるとき、符号化されたライト 1 8 4 が選択されたモードを示すものである。

【 0 2 2 6 】

図 8 9 D は、第 4 のモード選択オプションを示し、符号化されたボタンスイッチ 1 8 0 が選択されて、符号化されたボタンスイッチ 1 8 6 が押されてあるモードが選択されるとき、その符号化されたボタンスイッチが、選択されたモードを示すように発光する、第 4 のモード選択オプションを示す。

【 0 2 2 7 】

一態様では、本開示は、トリガ閉鎖によるエネルギー起動を含む、超音波／双極 R F エネルギー複合式外科用デバイスを提供する。先進的なエネルギー外科用デバイスに、より多くの機能が追加されると、追加のボタンスイッチ又は制御部が外科用デバイスに追加される。追加のボタンスイッチ又は制御部は、これらの先進的なエネルギー外科用デバイスを複雑で、使用が困難なものとする。更に、先進的なエネルギー外科用デバイスを使用して出血を抑制する場合、使用することが困難であるユーザインターフェース、又はアクセスすることが困難である機能は、外科手術中において非常に重要な時間及び注意を奪ってしまう。

【 0 2 2 8 】

本開示によれば、単極 R F エネルギー又は先進的双極 R F エネルギーが、トリガを第 1 の閉鎖クリックを通り過ぎて第 2 の作動クリックまで引き絞り、そのまま閉鎖状態で保持することによって起動され、エネルギーの起動状態は、エネルギー送達が発生器内の電源によって停止されるまで続く。エネルギーはまた、必要に応じて何度でも、トリガをわずかに解放してから再度引き絞ることによって、直ちに再適用することができる。

【 0 2 2 9 】

図 9 0 は、本開示の少なくとも 1 つの態様による、トリガ 1 9 6 起動機構を備える外科用デバイス 1 9 0 を示す。外科用デバイス 1 9 0 は、ピストルグリップの形態のハンドル 1 9 4 を画定する、ハウジング 1 9 2 を備える。ハウジング 1 9 2 は、トリガ 1 9 6 を備え、トリガ 1 9 6 を引き絞ると、ハンドル 1 9 4 によって画定される内部空間内にトリガ 1 9 6 は受容される。ハウジング 1 9 2 は、ノブ 2 0 2 によって回転可能なシャフト 1 9 8 を介して、エンドエフェクタに結合されている。外科用デバイス 1 9 0 は、ケーブル 2 0 4 を介して発生器 2 0 6 に連結される。ケーブル 2 0 4 は、電気外科機能部及び超音波トランスデューサのための信号を伝達する。

【 0 2 3 0 】

トリガ 1 9 6 は、エンドエフェクタのクランプアーム部分を動作させ、電気外科用エネルギーをトリガするように構成され、したがって、図 8 6 及び図 8 8 に示される起動ボタンスイッチ 1 2 6、1 7 6 が排除されている。トリガ 1 9 6 は、第 1 の可聴及び触覚クリックまで閉じられると、組織を把持するためにジョーを閉じ、更に、第 2 の可聴及び触覚クリックまで閉じられると、単極、双極 R F、マイクロ波、又は I R E エネルギーなどの電気外科用エネルギーを起動させる。全シーケンスは、超音波エネルギーの使用を切断するフロントボタンスイッチを作動させることによって完了する。

【 0 2 3 1 】

外科用デバイス 1 9 0 を動作させるための手順：トリガ 1 9 6 を第 1 の可聴及び触覚ク

10

20

30

40

50

リックまで引き絞る、ジョー内の標的となる組織を確認する、第2の可聴及び触覚クリックまで、つまり終点を示すトーンが聞こえるまで、トリガ196を更に引き絞ることによって、RFエネルギーを起動させる、組織が分割されるまで、超音波フロントスイッチ200を押すことによって組織を切断する。

【0232】

追加の機能のために外科用器具190を動作させるための修正された手順：トリガ196を用いてRFエネルギーを起動させ、そのまま保持する一方で、同時に前面ボタンスイッチ200を作動させて、超音波トランスデューサを起動させる。これは、電気外科及び超音波エネルギーモダリティが組織に同時に送達される同時適用をもたらす。

【0233】

代替の実装形態では、超音波エネルギーを起動させるための前面ボタンスイッチ200は、外科用デバイス190上又は電源発生器206上のモードセクタを介して、異なる速度に切り替えられ得る。

【0234】

図1～図85に記載のエンドエフェクタを備える、図86～図90に関連して上述した外科用器具100、150、190、及び関連するアルゴリズムは、例えば、以下の発生器及びモジュール式エネルギーシステムと併せて、以下の外科用ハブシステムに実装され得る。

【0235】

図91は、本開示の少なくとも1つの態様による、金属クランプジョーと、電極と、複数のクランプアームパッドと、ギャップパッドとを備える、代替的クランプアームを示す。図91は、本開示の少なくとも1つの態様による、金属クランプジョー2904、電極2906、電極2906の穴を通して延在する複数のクランプアームパッド2920、ギャップパッド2930、及びギャップパッド2910を備える、代替的クランプアーム2900を示す。電極2906は、溶接位置2908で金属ジョー2906に取り付けられている。電極2906は、金属クランプジョー2904の周りに巻き付き、電極2906は、偏向することができる。ギャップパッド2910は、上部PI層2912と、金属クランプジョー2904に直接取り付けられた圧力制御用の底部エラストマー層2914と、を有する。クランプアームパッド2920は、金属クランプジョー2904に直接取り付けられる。また、クランプアームパッド2920は、熱を減少させるためのPTFEで作製された高圧中央ゾーン2922と、電極2906の偏向のためのPIで作製された外側ゾーン2924とを有する複合パッドである。

【0236】

一態様では、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスは、外科用ハブシステム内で動作するように構成されている。図92は、本開示の少なくとも1つの態様による、可視化システム3108と、ロボットシステム3110と、及びインテリジェント器具3112とペアリングされた外科用ハブ3106を備える外科用システム3102である。ここで図92を参照すると、ハブ3106は、視覚化システム3108、ロボットシステム3110、及び、図86～91に記載されるように、外科器具100、150、190と同様の様態で構成されている手持ち式インテリジェント外科器具3112と通信するように図示されている。ハブ3106は、ハブディスプレイ3135、撮像モジュール3138、発生器モジュール3140、通信モジュール3130、プロセッサモジュール3132、及びストレージレイ3134を含む。特定の態様では、図92に示すように、ハブ3106は、排煙モジュール3126及び／又は吸引／灌注モジュール3128を更に含む。

【0237】

外科手術中、封止及び／又は切断のために、組織へエネルギーを印加することは、一般に、排煙、過剰な流体の吸引、及び／又は組織の灌注と関連付けられる。異なる供給源からの流体ライン、電力ライン及び／又はデータラインは、外科手術中に絡まり合うことが多い。外科手術中にこの問題に対処することで貴重な時間が失われる場合がある。ライン

10

20

30

40

50

の絡まりをほどくには、それらの対応するモジュールからラインを抜くことが必要となる場合があり、そのためにはモジュールをリセットすることが必要となる場合がある。ハブのモジュール式エンクロージャ 3 1 3 6 は、電力ライン、データライン、及び流体ラインを管理するための統一環境を提供し、このようなライン間の絡まりの頻度を低減させる。

【0 2 3 8】

本開示の態様は、手術部位における組織へのエネルギー印加を伴う外科手術において使用するための外科用ハブを提示する。外科用ハブは、ハブエンクロージャと、ハブエンクロージャのドッキングステーション内に摺動可能に受容可能な組み合わせ発生器モジュールと、を含む。ドッキングステーションはデータ接点及び電力接点を含む。組み合わせ発生器モジュールは、単一ユニット内に収容された、超音波エネルギー発生器構成要素、双極 RF エネルギー発生器構成要素、及び単極 RF エネルギー発生器構成要素のうちの 2 つ以上を含む。一態様では、組み合わせ発生器モジュールはまた、排煙構成要素と、組み合わせ発生器モジュールを外科用器具に接続するための少なくとも 1 つのエネルギー供給ケーブルと、組織への治療エネルギーの印加によって発生した煙、流体及び／又は微粒子を排出するように構成された少なくとも 1 つの排煙構成要素と、遠隔手術部位から排煙構成要素まで延在する流体ラインと、を含む。

10

【0 2 3 9】

一態様では、上記の流体ラインは第 1 の流体ラインであり、第 2 の流体ラインは、遠隔手術部位から、ハブエンクロージャ内に摺動可能に受容される吸引及び灌注モジュールまで延在している。一態様では、ハブエンクロージャは、流体インターフェースを備える。

20

【0 2 4 0】

一部特定の外科手術は、2 つ以上のエネルギータイプを組織に印加することを必要とする場合がある。1 つのエネルギータイプは、組織を切断するのにより有益であり得るが、別の異なるエネルギータイプは、組織を封止するのにより有益であり得る。例えば、双極発生器は組織を封止するために使用することができ、一方で、超音波発生器は封止された組織を切断するために使用することができる。本開示の態様は、ハブのモジュール式エンクロージャ 1 3 6 が様々な発生器を収容して、これらの間のインタラクティブ通信を促進するように構成されているという解決法を提示する。ハブのモジュール式エンクロージャ 1 3 6 の利点の 1 つは、様々なモジュールの迅速な取り外し及び／又は交換を可能にすることである。

30

【0 2 4 1】

本開示の態様は、組織へのエネルギー印加を伴う外科手術で使用するためのモジュール式外科用エンクロージャを提示する。モジュール式外科用エンクロージャは、組織に印加するための第 1 のエネルギーを発生させるように構成された第 1 のエネルギー発生器モジュールと、第 1 のデータ接点及び第 1 の電力接点を含む第 1 のドッキングポートを備える第 1 のドッキングステーションと、を含み、第 1 のエネルギー発生器モジュールは、電力接点及びデータ接点と電気係合するように摺動可能に移動可能であり、また第 1 のエネルギー発生器モジュールは、第 1 の電力接点及び第 1 のデータ接点との電気係合から外れるように摺動可能に移動可能である。

【0 2 4 2】

上記に加えて、モジュール式外科用エンクロージャはまた、第 1 のエネルギーとは異なる、組織に印加するための第 2 のエネルギーを発生させるように構成された第 2 のエネルギー発生器モジュールと、第 2 のデータ接点及び第 2 の電力接点を含む第 2 のドッキングポートを備える第 2 のドッキングステーションと、を含み、第 2 のエネルギー発生器モジュールは、電力接点及びデータ接点と電気係合するように摺動可能に移動可能であり、また第 2 のエネルギー発生器モジュールは、第 2 の電力接点及び第 2 のデータ接点との電気係合から外れるように摺動可能に移動可能である。

40

【0 2 4 3】

加えて、モジュール式外科用エンクロージャはまた、第 1 のエネルギー発生器モジュールと第 2 のエネルギー発生器モジュールとの間の通信を容易にするように構成されている

50

、第1のドッキングポートと第2のドッキングポートとの間の通信バスを含む。

【0244】

一態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを駆動するように構成された発生器を提供する。図93は、本開示の少なくとも1つの態様による、発生器3900の一例を示す。図93に示すように、発生器3900は、図86～図92に記載されるような外科用器具100、150、190に結合するように構成された発生器の1つの形態であり、図92に示されるようなモジュール式通信ハブを備える外科用データネットワーク内で、適応型超音波及び電気外科制御アルゴリズムを実行するように更に構成されている。発生器3900は、複数のエネルギーモダリティを外科用器具に送達するように構成されている。発生器3900は、エネルギーを外科用器具に送達するためのRF信号及び超音波信号を、単独で又は同時にのいずれかで提供する。RF信号及び超音波信号は、単独で又は組み合わせて提供されてもよく、また同時に提供されてもよい。上述したように、少なくとも1つの発生器出力部は、単一のポートを通して複数のエネルギーモダリティ（例えば、とりわけ超音波、双極若しくは単極RF、不可逆及び／若しくは可逆的エレクトロポレーション、並びに／又はマイクロ波エネルギー）を送達することができ、これらの信号は、組織を治療するために個別に又は同時に、エンドエフェクタに送達することができる。発生器3900は、波形発生器3904に連結されたプロセッサ3902を備える。プロセッサ3902及び波形発生器3904は、プロセッサ3902に連結されたメモリ（開示を明瞭にするために示されていない）に記憶された情報に基づいて、様々な信号波形を発生するように構成されている。波形に関連するデジタル情報は、デジタル入力をアナログ出力に変換するための1つ以上のDAC回路を含む、波形発生器3904に提供される。アナログ出力は、信号の調節及び増幅のために、増幅器3906に供給される。増幅器3906の、調節され増幅された出力は、電力変圧器3908に連結されている。信号は、電力変圧器3908を横断して患者絶縁側にある二次側に連結されている。第1のエネルギーモダリティの第1の信号は、ENERGY1及びRETURNとラベルされた端子間の外科用器具に提供される。第2のエネルギーモダリティの第2の信号は、コンデンサ3910を横断して連結され、ENERGY2及びRETURNとラベルされた端子間の外科用器具に提供される。3つ以上のエネルギーモダリティが出力されてもよく、したがって添え字「n」は、最大n個のENERGYn端子が提供され得ることを表示するために使用することができ、このnは、2以上の正の整数であることが理解されよう。最大「n」個のリターンパス（RETURNn）が、本開示の範囲から逸脱することなく提供されてもよいということも理解されよう。

【0245】

第1の電圧感知回路3912は、ENERGY1及びRETURN経路とラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。第2の電圧感知回路3924は、ENERGY2及びRETURN経路とラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。電流感知回路3914は、いずれかのエネルギーモダリティの出力電流を測定するために、図示されるように、電力変圧器3908の二次側のRETURN区間と直列に配設される。異なるリターンパスが各エネルギーモダリティに対して提供される場合、別個の電流感知回路は各リターン区間で提供されなければならない。第1の電圧感知回路3912及び第2の電圧感知回路3924の出力が、それぞれ対応する絶縁変圧器3916、3922に提供され、電流感知回路3914の出力は、別の絶縁変圧器3918に提供される。電力変圧器3908の一次側（非患者絶縁側）における絶縁変圧器3916、3928、3922の出力は、1つ以上のADC回路3926に提供される。ADC回路3926のデジタル化された出力は、更なる処理及び計算のためにプロセッサ3902に提供される。出力電圧及び出力電流のフィードバック情報は、外科用器具に提供される出力電圧及び電流を調整するために、他のパラメータの中でもとりわけ、出力インピーダンスを計算するために使用することができる。プロセッサ3902と患者絶縁回路との間の入力／出力通信は、インターフェース回路3920を介して提供される。センサもまた、インターフェース回路3920を介してプロセッサ3902と電気

10

20

30

40

50

通信してもよい。

【0246】

一態様では、インピーダンスは、ENERGY1／RETURNとラベルされた端子にわたって連結された第1の電圧感知回路3912の出力、又はENERGY2／RETURNとラベルされた端子にわたって連結された第2の電圧感知回路3924の出力のうちのいずれかを、電力変圧器3908の二次側のRETURN区間と直列に配置された電流感知回路3914の出力で除算することによって、プロセッサ3902により決定され得る。第1の電圧感知回路3912の出力及び第2の電圧感知回路3924の出力は、別々の絶縁変圧器3916、3922に提供され、電流感知回路3914の出力は、別の絶縁変圧器3916に提供される。ADC回路3926からのデジタル化された電圧感知測定値及び電流感知測定値は、インピーダンスを計算するためにプロセッサ3902に提供される。一例として、第1のエネルギーモダリティENERGY1は、超音波エネルギーであってもよく、第2のエネルギーモダリティENERGY2は、RFエネルギーであってもよい。それでも、超音波エネルギーモダリティ、及び双極RFエネルギーモダリティ又は単極RFエネルギーモダリティに加えて、他のエネルギーモダリティとしては、とりわけ不可逆的エレクトロポレーションエネルギー及び／若しくは可逆的エレクトロポレーションエネルギー、並びに／又はマイクロ波エネルギーなどが挙げられる。また、図93に例示された例は、単一の戻り経路RETURNが2つ以上のエネルギーモダリティに提供されてもよいことを示しているが、他の態様では、複数の戻り経路RETURNnが、各エネルギーモダリティENERGYnに提供されてもよい。したがって、本明細書に記載されるように、超音波トランスデューサのインピーダンスは、第1の電圧感知回路3912の出力を、電流感知回路3914の出力で除算することによって測定されてもよく、組織のインピーダンスは、第2の電圧感知回路3924の出力を電流感知回路3914の出力で除算することによって測定されてもよい。

10

20

【0247】

図93に示すように、少なくとも1つの出力ポートを備える発生器3900は、単一の出力部を有し、かつ複数のタップを有する電力変圧器3908を含むことができる。その電力変圧器3908は、実施されている組織の治療のタイプに応じて、電力を、例えば、とりわけ、超音波、双極RF若しくは単極RF、不可逆的エレクトロポレーションエネルギー及び／若しくは可逆的エレクトロポレーションエネルギー、並びに／又はマイクロ波エネルギーなどの1つ以上のエネルギーモダリティの形態でエンドエフェクタに提供する。例えば、発生器3900は、超音波トランスデューサを駆動するために高電圧かつ低電流のエネルギーを送達し、RF電極を駆動して組織を封止するために低電圧かつ高電流のエネルギーを送達し、又は単極RF電気外科用電極又は双極RF電気外科用電極のいずれかを使用したスポット凝固のために凝固波形を有するエネルギーを送達することができる。発生器3900からの出力波形は、周波数を外科用器具のエンドエフェクタに提供するために、誘導、切り替え又はフィルタリングされ得る。超音波トランスデューサの発生器3900の出力部への接続部は、好ましくは、図92に示したENERGY1とラベルされた出力部とRETURNとラベルされた出力部との間に位置するであろう。一実施例では、RF双極電極の発生器3900の出力部への接続部は、好ましくは、ENERGY2とラベルされた出力部とRETURNとラベルされた出力部との間に位置するであろう。単極出力の場合、好ましい接続は、活性電極（例えば、ペンシル型又は他のプローブ）のENERGY2出力部への接続と、好適なリターンパッドを、RETURN出力部に接続する接続であろう。

30

40

【0248】

追加の詳細は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる、「TECHNIQUES FOR OPERATING GENERATOR FOR DIGITALLY GENERATING ELECTRICAL SIGNAL WAVEFORMS AND SURGICAL INSTRUMENTS」と題する2017年3月30日公開の米国特許出願公開第2017／0086914号に開示されている。

50

【0249】

一態様では、本開示は、超音波／双極RFエネルギー複合式外科用デバイスを駆動するように構成されているモジュール式エネルギーシステムを提供する。図94は、本開示の少なくとも1つの態様による、モジュール式エネルギーシステムをカスタマイズするために組み合わせることができる、様々なモジュール及び他の構成要素の図である。図95Aは、本開示の少なくとも1つの態様による、ヘッダモジュールと、ヘッダモジュールに接続されたモジュールに関する情報を中継するためのグラフィカルユーザインターフェース（graphical user interface、GUI）を表すディスプレイスクリーンと、を含む、第1の例示的なモジュール式エネルギーシステムの構成である。図95Bは、本開示の少なくとも1つの態様による、カートに搭載された、図95Aに示されるモジュール式エネルギーシステムである。

10

【0250】

ここで図93～図95Bを参照すると、外科手術を実施するために必要な設備の量に起因して、世界中どこでも手術室は、コード、装置、及び人の絡まった網のようになっている。大部分の外科用資本設備が単一の専門特化したタスクを実施するため、外科用資本設備は、この問題の主な原因となる傾向がある。それらの専門的な性質に起因して、外科医は、単一の外科手術の過程で複数の異なるタイプの装置を利用する必要があるため、手術室は、エネルギー発生器などの外科用資本設備を2ピース又は更にはより多くのピースを備蓄することを余儀なくされる場合がある。これらの外科用資本設備の各々のピースは、電源に個別にプラグ接続されていなければならないだけでなく、手術室内の人員の間で渡されている1つ以上の他の装置に接続されている場合もあり、コードをもつれさせてしまい、誘導が必要となる場合もある。現代の手術室で直面する別の問題は、これらの専門特化した外科用資本設備の各々が、それ自身のユーザインターフェースを有し、また手術室内の設備の他のピースから独立して制御されなければならないことである。これにより、互いに接続して複数の異なる装置を適切に制御することが複雑になり、ユーザは異なるタイプのユーザインターフェースの訓練を受け、これらのユーザインターフェースを記憶しなければならない（これらのユーザインターフェースは、資本設備の各々の間での変更に加え、実施されるタスク又は外科手術に基づいて更に変更されることがある）。この煩雑で複雑なプロセスは、更により多くの個人が手術室内に存在するのを必要とさせる場合があり、複数の装置が互いに適切に制御されていない場合には、危険を生じさせる可能性がある。したがって、手術室内での外科用資本設備の設置面積を減少させるという、外科医のニーズに柔軟に対応できる単一のシステムに、外科用資本設備技術を統合することにより、ユーザ体験が単純化し、手術室内の乱雑さが減少し、資本設備の複数のピースを同時に制御することに関連した困難及び危険が防止されることになるであろう。更に、このようなシステムを拡張可能又はカスタマイズ可能にすることにより、新しい技術を既存の外科用システムに便利に組み込むことが可能になり、外科用システム全体を交換する必要性がなくなり、又は手術室の人員が各々の新しい技術で新しいユーザインターフェース若しくは設備制御を学習する必要がなくなるであろう。

20

30

【0251】

外科用ハブは、外科用デバイス（例えば、外科用器具又は排煙器）とインターフェース接続するか、又は様々な他の機能（例えば、通信）を提供することができる様々なモジュールを、互換的に受容するように構成することができる。一態様では、外科用ハブは、図94～図95Bに関連して示される、モジュール式エネルギーシステム4000として具現化することができる。モジュール式エネルギーシステム4000は、積み重ねられた構成で互いに接続可能である、様々な異なるモジュール4001を含むことができる。一態様では、モジュール4001は、積み重ねられたとき、又は別の方法で一体に接続され単一のアセンブリにされたとき、物理的かつ通信可能に連結され得る。更に、モジュール4001は、異なる組み合わせ又は配置で、互いに互換的に接続可能であり得る。一態様では、モジュール4001の各々は、それらの上側表面及び下側表面に沿って配設されたコネクタの一貫した又は普遍的なアレイを含むことができ、それによって、任意のモジュ-

40

50

ル 4 0 0 1 が任意の配置で別のモジュール 4 0 0 1 に接続されることを可能にする（ただし、いくつかの態様では、ヘッダモジュール 4 0 0 2 などの特定のモジュールタイプは、例えば、スタック内では最も上に配置されるモジュールとして機能するように構成することができる）。代替の態様では、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、図 9 2 に示されるようにモジュール 4 0 0 1 を受容及び保持するように構成されたハウジングを含むことができる。モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 はまた、モジュール 4 0 0 1 に接続可能であるか又は別の方法で関連付けることができる、様々な異なる構成要素又は付属品も含むことができる。別の態様では、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、外科用ハブ 3 1 0 6 の発生器モジュール 3 1 4 0、3 9 0 0 として具現化することができる（図 9 2 ～図 9 3）。更に別の態様では、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、外科用ハブ 3 1 0 6 とは別個のシステムであり得る。このような態様では、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、外科用ハブ 3 1 0 6 に、それらの間でデータを送信及び／又は受信するために通信可能に連結可能であり得る。

10

【 0 2 5 2 】

モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、様々な異なるモジュール 4 0 0 1 から組み立てることができる、そのいくつかの例を図 9 4 に示す。異なるタイプのモジュール 4 0 0 1 の各々は、異なる機能を提供することができ、それによって、各モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 に含まれるモジュール 4 0 0 1 をカスタマイズすることによって、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 を異なる構成に組み立てて、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 の機能及び能力をカスタマイズすることができる。モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 のモジュール 4 0 0 1 は、例えば、ヘッダモジュール 4 0 0 2（ディスプレイスクリーン 4 0 0 6 を含む得る）、エネルギーモジュール 4 0 0 4、技術モジュール 4 0 4 0、及び可視化モジュール 4 0 4 2 を含むことができる。示される態様では、ヘッダモジュール 4 0 0 2 は、モジュール式エネルギーシステムスタック内のトップ又は最上部モジュールとして機能するように構成され、したがって、その上面に沿ったコネクタを欠いていてもよい。別の態様では、ヘッダモジュール 4 0 0 2 は、モジュール式エネルギーシステムスタック内の底部に位置付けられるように、又は最下部モジュールであるように構成することができるが、そのため、その底部表面に沿ったコネクタを欠いていてもよい。更に別の態様では、ヘッダモジュール 4 0 0 2 は、モジュール式エネルギーシステムスタック内の中間位置に位置付けられるように構成することができ、したがって、その底部表面及び頂部表面の両方に沿ったコネクタを含み得る。ヘッダモジュール 4 0 0 2 は、各モジュール 4 0 0 1 及びそれらに接続された構成要素のシステム全体にかかわる設定を、ヘッダモジュール 4 0 0 2 上の物理的制御部 4 0 1 1 を通じてかつ／又はディスプレイスクリーン 4 0 0 6 上に表示されたグラフィカルユーザインターフェース（GUI）4 0 0 8 を通じて制御するように構成され得る。このような設定としては、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 の起動、警報の音量設定、フットスイッチの設定、設定のアイコン、ユーザインターフェースの外観若しくは構成、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 にログインした外科医プロフィール、及び／又は実施されている外科手術のタイプが挙げられ得るであろう。ヘッダモジュール 4 0 0 2 はまた、ヘッダモジュール 4 0 0 2 に接続されたモジュール 4 0 0 1 の通信、処理、及び／又は電力を提供するように構成することもできる。発生器モジュール 3 1 4 0、3 9 0 0（図 9 2 ～図 9 3）とも称され得るエネルギーモジュール 4 0 0 4 は、図 9 3 に示される発生器 3 9 0 0 に関連して上述したような、エネルギーモジュール 4 0 0 4 に接続された電気外科用及び／又は超音波外科用器具を駆動するための 1 つ又は複数のエネルギーモダリティを生成するように構成され得る。技術モジュール 4 0 4 0 は、追加的又は拡張制御アルゴリズム（例えば、エネルギーモジュール 4 0 0 4 のエネルギー出力を制御するための電気外科用又は超音波制御アルゴリズム）を提供するように構成され得る。可視化モジュール 4 0 4 2 は、可視化装置（すなわち、スコープ）とインターフェース接続するように構成することができ、したがって、向上した可視化機能を提供することができる。

20

30

40

【 0 2 5 3 】

50

モジュール式エネルギーシステム 4000 は、モジュール 4001 の機能を制御するためにモジュール 4001 に接続可能であるか、又はそうでなければ、モジュール式エネルギーシステム 4000 と連携して機能するように構成されている、様々な付属品 4029 を更に含むことができる。付属品 4029 としては、例えば、シングルペダルフットスイッチ 4032、デュアルペダルフットスイッチ 4034、及びモジュール式エネルギーシステム 4000 を上に載せて支持するためのカート 4030 が挙げられ得る。フットスイッチ 4032、4034 は、例えば、エネルギーモジュール 4004 によって出力される特定のエネルギーモダリティの起動又は機能を制御するように構成され得る。

【0254】

モジュール式構成要素を利用することによって、図示されたモジュール式エネルギーシステム 4000 は、技術の利用可能性と共に成長し、施設及び／又は外科医のニーズに合わせてカスタマイズ可能である外科用プラットフォームを提供する。更に、モジュール式エネルギーシステム 4000 は、複合式装置（例えば、電気外科及び超音波エネルギーデュアル発生器）をサポートし、組織へのカスタマイズされた効果のためのソフトウェア駆動アルゴリズムをサポートする。なお更に、外科用システムアーキテクチャは、手術にとって重要な複数の技術を単一のシステムに組み合わせることによって、資本設備の設置面積を減少させる。

【0255】

モジュール式エネルギーシステム 4000 に関連して利用可能な様々なモジュール式構成要素としては、単極エネルギー発生器、双極エネルギー発生器、電気外科用／超音波エネルギーデュアル発生器、ディスプレイスクリーン、並びに様々な他のモジュール及び／又は他の構成要素を挙げることができるが、これらのうちのいくつかはまた、図 1～図 9 1 にも関連して既に説明されている。

【0256】

ここで図 95A を参照すると、ヘッダモジュール 4002 は、いくつかの態様では、ヘッダモジュール 4002 に接続されたモジュール 4001 に関する情報を中継するための GUI 4008 を表示する、ディスプレイスクリーン 4006 を含むことができる。いくつかの態様では、ディスプレイスクリーン 4006 の GUI 4008 は、モジュール式エネルギーシステム 4000 の特定の構成を構成するモジュール 4001 の全てに対する、統合された制御ポイントを提供することができる。代替の態様では、ヘッダモジュール 4002 は、ディスプレイスクリーン 4006 を欠いていてもよいが、又はディスプレイスクリーン 4006 が、ヘッダモジュール 4002 のハウジング 4010 に取り外し可能に接続されてもよい。このような態様では、ヘッダモジュール 4002 は、モジュール式エネルギーシステム 4000 のモジュール 4001 によって生成された情報を表示するように構成された外部システムに、通信可能に連結可能であり得る。例えば、ロボット外科用途では、モジュール式エネルギーシステム 4000 は、ロボットカート又はロボット制御コンソールに通信可能に連結可能であり得るが、ロボット式カート又はロボット制御コンソールは、モジュール式エネルギーシステム 4000 によって生成された情報を、ロボット外科用システムのオペレータに対して表示するように構成される。別の例として、モジュール式エネルギーシステム 4000 は、モバイルディスプレイに通信可能に連結可能であり得るが、このモバイルディスプレイは、外科スタッフメンバーによって搬送され又はメンバーに取り付けられて、モバイルディスプレイによって情報を見ることができるものである。更に別の例では、モジュール式エネルギーシステム 4000 は、外科用ハブ 4100 に、又はディスプレイ 4104 を含むことができる別のコンピュータシステムに、通信可能に連結可能であり得る。モジュール式エネルギーシステム 4000 とは別体であるか、又は別の方法で区別されるユーザインターフェースを利用する態様では、そのユーザインターフェースは、ユーザインターフェースが接続されたモジュール 4001 からの情報を表示することができるように、モジュール式エネルギーシステム 4000 全体と、又はそのうちの 1 つ以上のモジュール 4001 と無線接続可能であり得る。

【0257】

更に図 9 5 A を参照すると、エネルギーモジュール 4 0 0 4 は、多数の異なるポートを含むポートアセンブリ 4 0 1 2 を含むことができるが、それらのポートは、異なるエネルギーモダリティを、それぞれのポートに接続可能な対応する外科用器具に送達するように構成されている。図 9 4 ~ 図 9 5 B に示される特定の態様では、ポートアセンブリ 4 0 1 2 は、双極ポート 4 0 1 4 と、第 1 の単極ポート 4 0 1 6 a と、第 2 の単極ポート 4 0 1 8 b と、中性極ポート 4 0 1 8 (単極リターンパッドが接続可能であるポート) と、複合エネルギーポート 4 0 2 0 と、を含む。しかしながら、ポートのこの特定の組み合わせは、単に例示目的のために提供され、ポート及び／又はエネルギーモダリティの代替的な組み合わせが、ポートアセンブリ 4 0 1 2 に対して可能であり得る。

【0258】

上述したように、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 は、異なる構成に組み立てることができる。更に、モジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 の異なる構成はまた、異なる外科手術のタイプ及び／又は異なるタスクに対して利用可能でもあり得る。例えば、図 9 5 A 及び図 9 5 B は、一つに接続されたヘッダモジュール 4 0 0 2 (ディスプレイスクリーン 4 0 0 6 を含む) と、エネルギーモジュール 4 0 0 4 とを含むモジュール式エネルギーシステム 4 0 0 0 の、第 1 の例示的な構成を示す。このような構成は、例えば、腹腔鏡手術及び開腹手術に好適であり得る。

【0259】

図 9 6 ~ 図 1 0 0 は、本明細書に記載のエンドエフェクタ、外科用器具、及び発生器のうちのいずれか 1 つを含む、超音波及び電気外科的機能を有する例示的な外科用システム 1 0 を示す。図 9 6 は、発生器 1 2 及び外科用器具 1 4 を含む外科用システム 1 0 を示す。外科用器具 1 4 は、電力ケーブル 1 6 を介して発生器 1 2 に動作可能に連結されている。発生器 1 2 は、外科用器具 1 4 に電力を供給するように動作可能であり、組織を切断するための超音波エネルギー、及び組織を封止するための電気外科用双極 RF エネルギー (すなわち、治療レベルの RF エネルギー) を送達する。一態様では、発生器 1 2 は、外科用器具 1 4 に電力を供給して、超音波エネルギー及び電気外科用双極 RF エネルギーを同時に又はそれぞれ独立して送達するように構成されている。

【0260】

本実施例の外科用器具 1 4 は、ハンドルアセンブリ 1 8、ハンドルアセンブリ 1 8 から遠位側に延出するシャフトアセンブリ 2 0、及びシャフトアセンブリ 2 0 の遠位端に配置されたエンドエフェクタ 2 2 を含む。ハンドルアセンブリ 1 8 は、本体 2 4 を含み、本体 2 4 は、外科医によって操作されるように構成された、ピストルグリップ 2 6 及びエネルギー制御ボタン 2 8、3 0 を含む。トリガ 3 2 が、本体 2 4 の下部に連結されている。以下により詳細に記載されるように、エンドエフェクタ 2 2 を選択的に作動させるため、トリガ 3 2 は、ピストルグリップ 2 6 に向かってかつそこから遠ざかるように枢動可能である。外科用器具 1 4 の他の好適な変形例では、ハンドルアセンブリ 1 8 は、例えば、シザーグリップ構成を備えていてもよい。超音波トランスデューサ 3 4 が、本体 2 4 内に収容され、本体 2 4 によって支持される。他の構成では、超音波トランスデューサ 3 4 は、本体 2 4 の外に提供されてもよい。

【0261】

図 9 7 及び図 9 8 に示されるように、エンドエフェクタ 2 2 は、超音波ブレード 3 6 と、クランプアーム 3 8 とを含み、クランプアーム 3 8 は、超音波ブレード 3 6 に向かってかつそこから遠ざかるように選択的に枢動して、超音波ブレード 3 6 との間で組織を締め付けるように構成されている。超音波ブレード 3 6 は、超音波トランスデューサ 3 4 と音響的に結合されており、超音波トランスデューサ 3 4 は、超音波周波数で超音波ブレード 3 6 を駆動して (すなわち振動させ)、超音波ブレード 3 6 と接触して位置付けられた組織を、切断及び／又は封止するように構成されている。クランプアーム 3 8 はトリガ 3 2 と動作可能に連結され、それにより、クランプアーム 3 8 は、ピストルグリップ 2 6 に向かうトリガ 3 2 の枢動に応答して、超音波ブレード 3 6 に向かって、閉鎖位置まで枢動するように構成されている。更に、クランプアーム 3 8 は、ピストルグリップ 2 6 から遠ざ

10

20

30

40

50

かるようなトリガ 3 2 の駆動にตอบสนองして、超音波ブレード 3 6 から遠ざかるように、開放位置まで駆動するように構成されている（例えば、図 9 6 ～図 9 8 を参照）。本明細書に記載の教示を考慮すれば、クランプアーム 3 8 をトリガ 3 2 と連結させ得る様々な好適な方法が、当業者には明らかとなろう。いくつかの変形例では、クランプアーム 3 8 及び／又はトリガ 3 2 を開放位置に向かって付勢するために、1 つ以上の弾性部材が組み込まれてもよい。

【0262】

クランプパッド 4 0 は、超音波ブレード 3 6 に面する、クランプアーム 3 8 のクランプ側に固定され、クランプ側に沿って遠位方向に延在する。クランプパッド 4 0 は、クランプアーム 3 8 がその閉鎖位置まで作動されたときに、超音波ブレード 3 6 の対応する組織治療部分に係合して、その部分に対して組織を締め付けるように構成されている。クランプアーム 3 8 の少なくともクランプ側には、本明細書ではクランプアーム電極 4 2 と称される第 1 の電極 4 2 が設けられる。加えて、超音波ブレード 3 6 の少なくともクランプ側には、本明細書ではブレード電極 4 4 と称される第 2 の電極 4 4 が設けられる。電極 4 2、4 4 は、発生器 1 2 によって提供される電気外科用双極 RF エネルギーを、電極 4 2、4 4 と電氣的に連結された組織に印加するように構成されている。クランプアーム電極 4 2 は、活性電極として機能する一方、ブレード電極 4 4 は、帰還電極として機能し得るが、あるいはその逆であってもよい。外科用器具 1 4 は、超音波周波数で超音波ブレード 3 6 を振動させている間、超音波周波数で超音波ブレード 3 6 を振動させる前、及び／又は超音波周波数で超音波ブレード 3 6 を振動させた後に、電極 4 2、4 4 を通して電気外科用双極 RF エネルギーを印加するように構成されてもよい。

【0263】

図 9 6 ～図 1 0 0 に示されるように、シャフトアセンブリ 2 0 は、長手方向軸線に沿って延在し、外管 4 6 と、外管 4 6 内に受容されている内管 4 8 と、内管 4 8 内に支持されている超音波導波管 5 0 と、を含む。図 9 7 ～図 1 0 0 に最もよく見られるように、クランプアーム 3 8 は、内管 4 8 及び外管 4 6 それぞれの遠位端に連結される。具体的には、クランプアーム 3 8 は、近位方向に延在する一対のクレビスアーム 5 2 を含み、クレビスアーム 5 2 は、それらの間に、内管 4 8 の遠位端 5 4 を受容し、かつ、クレビスアーム 5 2 及び内管 4 8 の遠位端 5 4 内に形成された貫通穴を通して受容された駆動ピン 5 6 によって、内管 4 8 の遠位端 5 4 に駆動可能に連結している。第 1 のフィンガ 5 8 及び第 2 のクレビスフィンガ 5 8 は、クレビスアーム 5 2 から下方に垂下し、外管 4 6 の遠位端 6 0 に駆動可能に連結される。具体的には、それぞれのクレビスフィンガ 5 8 は、突起 6 2 を含み、突起 6 2 は、外管 4 6 の遠位端 6 0 の側壁に形成された対応する開口部 6 4 内に回転可能に受容される。

【0264】

本実施例では、内管 4 8 は、ハンドルアセンブリ 1 8 に対して長手方向に固定され、外管 4 6 は、シャフトアセンブリ 2 0 の長手方向軸線に沿って、内管 4 8 及びハンドルアセンブリ 1 8 に対して並進するように構成されている。外管 4 6 が遠位方向に並進するにつれて、クランプアーム 3 8 は、その開放位置に向かって駆動ピン 5 6 の周りを駆動する。外管 4 6 が近位方向に並進するにつれて、クランプアーム 3 8 は、その閉鎖位置に向かって反対方向に駆動する。外管 4 6 の近位端は、トリガ 3 2 と、例えばリンクアセンブリを介して動作可能に結合され、その結果、トリガ 3 2 の作動によって内管 4 8 に対する外管 4 6 の並進が生じ、それによってクランプアーム 3 8 が開閉される。本明細書に示されない他の好適な構成では、外管 4 6 は、長手方向に固定されていてもよく、内管 4 8 が、並進してクランプアーム 3 8 を、その開放位置と閉鎖位置との間で移動させるように構成されてもよい。

【0265】

シャフトアセンブリ 2 0 及びエンドエフェクタ 2 2 は、ハンドルアセンブリ 1 8 に対して長手方向軸線を中心として一緒に回転するように構成されている。図 9 9 に示される保持ピン 6 6 は、外管 4 6、内管 4 8、及び導波管 5 0 それぞれの近位部分を通して横方向

に延在し、それによって、これらの構成要素を互いに対して回転可能に連結する。本実施例では、回転ノブ 68 が、シャフトアセンブリ 20 の近位端部分に提供され、ハンドルアセンブリ 18 に対するシャフトアセンブリ 20 及びエンドエフェクタ 22 の回転を、容易にする。回転ノブ 68 は、回転ノブ 68 の近位側カラーを通して延在する保持ピン 66 によって、シャフトアセンブリ 20 に回転可能に固定される。他の好適な構成では、回転ノブ 68 は省略されてもよく、又は代替的な回転作動構造で置換されてもよいということが理解されよう。

【0266】

超音波導波管 50 は、図 100 に示すように、例えばねじ式接続により、その近位端において超音波トランスデューサ 34 と音響的に結合され、その遠位端において超音波ブレード 36 と音響的に結合される。図示されている超音波ブレード 36 は、導波管 50 と一体に形成され、ブレード 36 が導波管 50 の遠位端から直接遠位方向に延出している。このようにして、導波管 50 は、超音波トランスデューサ 34 を超音波ブレード 36 と音響的に結合し、トランスデューサ 34 からブレード 36 に超音波機械振動を伝達するように機能する。したがって、超音波トランスデューサ 34、導波管 50、及び超音波ブレード 36 はまとまって、音響アセンブリを画定する。使用中、超音波ブレード 36 は、クランプアーム 38 によって提供される補助的なクランプ締付力の有無にかかわらず、組織と直接接触して配置され、組織に超音波振動エネルギーを付与し、それによって組織を切断及び／又は封止し得る。例えば、ブレード 36 は、クランプアーム 38 と、ブレード 36 の第 1 の治療側との間に締め付けられた組織を切断し得るが、あるいは、ブレード 36 は、例えば、「後退切断」移動中に、ブレード 36 の反対側に配設された第 2 の治療側と接触して位置する組織を切断し得る。いくつかの変形例では、導波管 50 は、ブレード 36 に送達される超音波振動を増幅し得る。更に、導波管 50 は、振動の利得を制御するように動作可能な様々な機構、及び／又は導波管 50 を選択された共振周波数に同調させるのに好適な機構を含み得る。超音波ブレード 36 及び導波管 50 の更なる機構は、以下により詳細に記載される。

【0267】

導波管 50 は、図 99 ～ 図 100 に示されるように、導波管 50 の長さに沿って位置する複数のノード支持要素 70 によって内管 48 内に支持される。具体的には、ノード支持要素 70 は、導波管 50 を通って伝達される共振超音波振動によって画定される音響ノードに対応する位置に、導波管 50 に沿って長手方向に配置される。ノード支持要素 70 は、導波管 50 に対する構造的サポートを提供し得るが、更に、導波管 50 と、シャフトアセンブリ 20 の内管 48 及び外管 46 との間の、音響絶縁をも提供し得る。変形例では、ノード支持要素 70 は、リングを含んでもよい。導波管 50 は、図 100 に示されるオーバーモールド部材 72 の形態のノード支持要素によって、その最も遠位側にある音響ノードで支持される。導波管 50 は、例えば、最も近位側の音響ノードなど、導波管 50 の近位側に配置された音響ノードに形成された横方向貫通穴 74 を通過する保持ピン 66 によって、シャフトアセンブリ 20 内に長手方向に回転可能に固定される。

【0268】

本実施例では、超音波ブレード 36 の遠位先端 76 は、導波管 50 を通じて伝達される共振超音波振動に関連付けられたアンチノードに対応する位置にある。このような構成により、超音波ブレード 36 に組織が充填されていないときには、器具 14 の音響アセンブリを、好ましい共振周波数 f_0 に同調させることができる。超音波トランスデューサ 34 が発生器 12 によって通電されて、導波管 50 を介してブレード 36 に機械的振動を伝達すると、ブレード 36 の遠位先端部 76 は、約 20 ～ 120 マイクロメートルのピーク間の範囲で、例えば、場合によっては約 20 ～ 50 マイクロメートルの範囲で、例えば、約 50 kHz の所定の振動周波数 f_0 で長手方向に振動する。超音波ブレード 36 が組織と接触して位置付けられているとき、ブレード 36 の超音波振動は、同時に、組織を切断し、隣接する組織細胞内のタンパク質を変性させることによって、最小限の熱拡散を伴う凝固効果を提供し得る。

10

20

30

40

50

【0269】

前述のように、本開示のいくつかの態様によれば、クランプアームパッドは、種々の構成で位置付けられた非導電層及び導電層を使用して従来の電極を置き換えるように構成され得、それによって、ばね荷重電極プレートの必要性を排除する。前述のクランプアームパッドは、エンドエフェクタのコストを著しく増加させることなく、改善された超音波性能、組織付着の低減、及び製造の容易さを含む多くの利点を提供し得る。前述のクランプアームパッドは、外科用器具の継続的な使用に関連する熱及び／又は摩耗に起因して、唯一の超音波器具のものと同等の速度で摩耗することが企図される。

【0270】

残念ながら、熱及び／又は摩耗による前述のクランプアームパッドの劣化は、クランプアームパッド又はクランプアームパッドの層がクランプアーム内に適切に固定されていない場合に増加し得、劣化は、外科用器具の性能に悪影響を及ぼし得る劣化を悪化させる可能性がある。例えば、隣接する電極の間のギャップ（例えば、クランプアーム、ブレード）は、劣化を低減するために維持及び最小化されるべきであり、電氣的短絡の可能性を最小化し、RFエネルギーの最適な送達を達成する。更に、クランプアームパッドの高さ及びクランプアームパディングの量は、組織試料を安定させて、それを所望の量のクランプ力で支持するために最大化されるべきであり、これは、超音波エネルギーの適用を向上させ得る。劣化は、クランプアームパディングの量を減少させ、超音波エネルギーの適用に悪影響を及ぼす。したがって、クランプアームパッド及びクランプアームパッドの層を安定化し、適切に位置決めし、劣化を低減し、したがって、外科用器具の性能及び使用可能寿命を改善することが有益であろう。

【0271】

例えば、クランプアームパッドの導電層と非導電層との間の接合を改善する中間層を含むことが好ましいであろう。あるいは、電極が圧力下でブレードに適合し得るように、導電層の組成を変更することが好ましいであろう。電極とクランプアームパッドとの間の機械的インターフェースは、クランプジョー内の保持を改善するように更に修正され得る。代替的及び／又は追加的に、本明細書に開示されるクランプアームパッドの機械的配置は、クランプアームパッドが調整可能であるように、特定の程度の可撓性を含むように減衰され得る。従来のクランプアームパッドは、このような特徴を欠いており、したがって、有害な劣化の影響を受けやすく、それによって、RF及び超音波モダリティの両方における外科用器具の有効性を低減する。したがって、上記に掲載されたような追加の特徴を含むように、前述の多層クランプアームパッドを修正する必要が更に必要とされている。このようなクランプアームパッドは、劣化を更に軽減し、それによって、RFエネルギー及び超音波エネルギーの送達を改善し、外科用器具の寿命を維持し得る。

【0272】

本開示は、前述の必要性に応答して前述の利点を提供することができる多層クランプアームパッドの非限定的態様に焦点を当てている。このようなクランプアームパッドは、それぞれの特徴の利点を説明するために排他的に描写及び説明される。したがって、以下の態様に開示される特定の幾何学的構成及び／又は特徴の組み合わせのいずれも、本開示の範囲を限定することを意図するものではない。例えば、以下の特徴及び利点は、とりわけ、図23～図25のクランプアームパッド2450、2460、2470構成、及び／又は図30、図31、及び図35のクランプアーム2520、2530、2564構成などの多数の構成で、クランプアームパッドを介して実施され得る。しかしながら、以下の態様のクランプアームパッドのいずれかの特徴のいずれかは、特定のユーザ選好及び／又は意図された用途に基づいて、種々の幾何学的構成で組み合わせられ得ることを理解されたい。

【0273】

ここで図101を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、クランプアームパッド600の斜視図が示されている。図23～図25のクランプアームパッド2450、2460、2470、及び図30、図31、及び図35のクランプアーム25

20、2530、2564構成と同様に、図101の非限定的態様では、クランプアームパッド6000は、導電性材料6002の層と、非導電性材料6004の層と、を含み得る。再び、導電性材料6002及び非導電性材料は、所望の電気的特性及び構造的特性を有する任意の材料（例えば、有機、合成）を含み得る。例えば、これは、導電性材料6002に関して好ましい場合があり、非導電性材料6004は、「非付着性」材料（例えば、ポリテトラフルオロエチレン（「PTFE」））を含み得、したがって、組織試料が切断及び／又は封止された後に、組織試料がクランプパッドアーム6000に付着することを防ぎ得る。

【0274】

前述のように、図101のクランプアームパッド600の幾何学的構成は、超音波エネルギーの伝送中にクランプされた組織に印加された力を支持し、高周波エネルギーの伝送中の不注意な電気的短絡の可能性を低減するように選択され得る。例えば、導電性材料6002及び非導電性材料6004の相対的な厚さ、幅、長さ、及び／又はパターンは、ハイブリッド外科用器具の全体的な性能を向上させるように具体的に構成され得る。図101の非限定的態様によれば、非導電性材料6004は、導電性材料6002よりも厚く、導電性材料6002及び超音波ブレードの中間にあるように構成されている。したがって、導電性材料6002がクランプアームパッド6000の有用な寿命全体にわたって劣化する場合、非導電性材料6004は、高周波エネルギー回路の電極として構成された導電性材料6002が、高周波エネルギー回路のリターン電極として構成された超音波ブレードの高リスク近接へと移動することを防止し得る。したがって、非導電性材料6004は、導電性材料6002と超音波ブレードとの間の構造的緩衝又は遮断として機能し得、それによって、望ましくないアーク放電又は短絡の確率を低減し得る。

【0275】

更に図101を参照すると、非導電性材料6004は、導電性材料6002の周囲の種々の幾何学的構成及び／又はパターンで配向され得る。構成及び／又はパターンは、導電性材料6002の特定の表面領域が組織に面するように選択され得、それによって、高周波エネルギーが組織を通してリターン電極に流れるのに好ましいエネルギー経路（例えば、超音波ブレード）を容易にする。したがって、種々の構成及び／又はパターンは、ユーザの選好及び／又は意図された用途に従って、変化する量のエネルギーを送達し得る。代替的及び／又は追加的に、パターンは、クランプアーム6000内の複数の層6002、6004、6006の間の好ましい機械的係合のために選択され得る。説明されるように、音機械的係合は、使用中の振動が少なくなり得、したがって、クランプアーム6000の層6002、6004、6006全体にわたって摩耗がより少なくなり得る。その他の非限定的態様によれば、パターンは、導電性材料6002がクランプアーム6000の関心領域内で超音波ブレードから適切に離れていることを確実にするように選択され得る。

【0276】

例えば、図101の非限定的態様によれば、非導電性の材料6004を蛇行構成で導電性材料6002に接合し得るが、これにより、高周波エネルギーの好ましい量が、組織を通してリターン電極（例えば、超音波ブレード）に伝達されることを確実にし、導電性材料6002及び非導電性材料6004の層がクランプアーム6000内に適切に着座することを可能にし、導電性材料6002がクランプアーム6000にわたって関心領域内で超音波ブレードに接触しないことを確実にし、それによって、これらの領域におけるアーク放電及び電気的短絡の危険性を低減することを確実にする。当然のことながら、図101の蛇行パターンは、単に例示目的のために提示され、本開示は、伝導性材料6002の周囲に非導電性材料6004が構成されているその他の非限定的態様が、ユーザ選好及び／又はユーザ選好に従った任意の数のパターンであると企図される、と理解されたい。

【0277】

図101を更に参照すると、図101のクランプアームパッド6000は、導電性材料6002の層と非導電性材料6004の層との間に配置された中間材料6006の層を更

10

20

30

40

50

くとも部分的に基づいて、好ましい特性を含むように選択される。例えば、中間材料 6006 は、導電性材料 6002 を非導電性材料 6004 に接合する接着剤であってもよい。いくつかの非限定的態様によれば、中間材料 6006 は、クランプアームパッド 6000 の複数の層と一緒に接合する、非導電性材料 6004 の自由流動性形態（例えば、直留 PTFE、ペルフルオロアルコキシアルカン（「PFA」））であってもよい。いくつかの非限定的態様によれば、中間材料 6006 は、とりわけ、靱性、可撓性、化学抵抗率、高純度、及び／又は低剛性（例えば、フルオロポリマー）などの望ましい構造的特性を含むことが望ましい場合がある。追加的及び／又は代替的に、中間材料 6006 は、とりわけ、高絶縁強度、低散逸率、及び低誘電率などの望ましい電気的特性に基づいて選択される。導電性材料 6002 及び非導電性材料 6004 と同様に、中間材料 6006 は、劣化及び摩耗の速度を軽減するために抵抗特性を有することが望ましいであろう。

10

【0278】

ここで図 102 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 101 のクランプアームパッド 6000 の断面正面図が示されている。図 102 の非限定的態様によれば、中間材料 6006 の層は、導電性材料 6002 の層と非導電性材料 6004 との間に明確に示されている。導電性材料 6002、非導電性材料 6004、及び中間材料 6006 の層のそれぞれは、互いに対して具体的に構成されて、電気的短絡及び／又はアーク放電のリスクを依然として軽減しながら、適切な量の高周波エネルギー伝達及び組織安定性を確保し得る長さ、幅、及び／又は厚さを含み得る。例えば、導電性材料 6002、非導電性材料 6004、及び中間材料 6006 の層のそれぞれは、厚さ T_C 、 T_I 、 T_{NC} をそれぞれ含む。図 102 の非限定的態様によれば、中間材料の層は、導電性材料 6002 の層及び非導電性材料 6004 の層と関連付けられた、厚さ T_C 、 T_{NC} の両方よりも薄い厚さ T_I を含み得る。当然のことながら、中間材料 6006 の層は、導電性材料 6002 の層と非導電性材料 6004 の層との間の所望の接合を確立するように幾何学的に構成され得る。

20

【0279】

ここで図 103A 及び図 103B を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド 6200 の遠位部分 6203 及び近位部分 6205 の上面図がそれぞれ示されている。図 103A 及び図 103B の非限定的態様によれば、クランプアームパッド 6200 は、導電性材料 6202 の層と、非導電性材料 6204 の層と、を含み得る。再び、導電性材料 6202 と非導電性材料 6204 の両方は、「非付着性」材料（例えば、ポリテトラフルオロエチレン（「PTFE」））を含み得、したがって、組織試料が切断及び／又は封止された後に、組織試料がクランプパッドアーム 6200 に付着することを防ぎ得る。いくつかの非限定的態様によれば、クランプアームパッド 6200 は、導電性材料 6202 と非導電性材料 6204 との間に中間接合材料 6206 の層を更に含み得る。

30

【0280】

更に図 103A 及び図 103B を参照すると、クランプアームパッド 6200 の導電性材料 6202 は、任意の形態の導電性材料を含み得る。図 103A 及び図 103B のクランプアームパッド 6200 の製造は、結果として生じる電極の電気的特性及び／又は構造的特性を調整する目的で、クランプアームパッド材料への不純物及び／又は材料の意図的な導入を含み得る。したがって、導電性材料 6202 は、外因性半導体と称され得る。例えば、図 103A 及び図 103B の導電性材料 6202 は、導電性ファイバ（例えば、炭素、ステンレス鋼、銀）でドーブされ得る。当然のことながら、本開示は、種々の異なる方法で PTFE に導入された種々の形態の種々の導電性材料を企図することを理解されたい。追加的及び／又は代替的に、クランプアームパッド 6200 の層 6202、6204 は、一緒に圧力接合され得る。更にその他の非限定的態様では、導電性材料 6202 及び非導電性材料 6204 は、金型内の樹脂を介して製造され得る。したがって、ユーザの選好及び／又は意図された用途に従って、任意の数の複合材料が選択され得る。

40

【0281】

50

図104Aを更に参照すると、クランプアームパッド6200の近位部分6205は、導電性材料6202の近位部分6205の開口部内に嵌合するようにサイズ決め及び構成された大型の耐摩耗ギャップパッド6210を含み得る。当然のことながら、大型の耐摩耗ギャップパッド6210の幾何学的構成及び位置は、得られた電極のRFエネルギー経路を変更して、導電性材料6202と超音波ブレード（例えば、リターン電極）との間の電氣的短絡及びアーク放電のリスクを更に低減するように、具体的に構成され得る。

【0282】

ここで図104を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、クランプアームパッド6301を製造するように構成された製造支持装置6300の一部が示されている。図104の非限定的態様によれば、クランプアームパッド6310は、導電性パッド6302及び非導電性パッド6304を含み得る。図101～図103の態様と同様に、導電性パッド2536は、導電性ポリマーで作製され得、双極RF回路内の電極のうちの1つとして構成され得る。図104の製造支持装置6300は、キャリア6308上の導電性パッド6302及び／若しくは非導電性パッド6304のオーバーモールド並びに／又はスタンピングを容易にし得る。

【0283】

図104を更に参照すると、導電性材料6302及び非導電性材料6304は、金型として構成された製造支持装置6300へと注入された樹脂から構築され得る。したがって、導電性パッド6302と非導電性パッド6304との間のギャップは、2つの装入成形電極パッド6302、6304が金型圧力を介してライン間に嵌合し得るため、最小化され得る。いくつかの非限定的態様によれば、導電性材料6302と非導電性材料6304との間に中間接合材料6306がある。前述のように、ギャップを最小化することは、外科用器具の性能を向上させ、不注意な振動、ノイズを低減して熱の伝達を改善することによって、摩耗を低減し得る。その他の非限定的態様によれば、製造支持装置6300は、導電性パッド6302の非導電性パッド6304への圧力接合を容易にするように更に構成され得る。製造支持装置6300は、従来の態様で論じられるように、種々のフィルム及びコーティングと共に使用するよう更に構成され得る。追加的及び／又は代替的に、製造支持装置6300は、クランプアームパッド6301をクランプアームのキャリアへと機械的に固定するために、幾何学的特徴部（例えば、そのような、マイクロ穴、スロット、ハニカム、チャネル）を含むように変更され得る。したがって、製造支援装置6300の使用は、構造的な音響を強化し、周知のエンドエフェクタよりも容易でより堅牢な電気接続を提供し得る。

【0284】

ここで図105を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド6402を特徴とするクランプアーム6400の斜視図が示されている。図105の非限定的態様によれば、クランプアーム6400は、サブ分割され得るクランプアームパッド6402を含み得るが、いくつかの部分が空孔であり、導電性部分6404を収容するように構成される。したがって、クランプアームパッド6402は、導電性部分6404の間に挿入された二次部分6406を更に含み得る。いくつかの非限定的態様では、二次部分は、空孔を画定するテフロン様材料（例えば、PTFE）を含み得る。導電性部分6404は、導電性材料から構成されるねじ山又は糸を含み得るが、これは、特定の程度の適合性及び／又は可撓性を有するクランプアームパッドを提供する。前述のクランプアームパッドと同様に、図105のクランプアームパッド6402は、RFエネルギー及び超音波エネルギーの伝達を介して、正確な切開と封止タスクとの間の継目のない移行を容易にし得る。クランプアームパッド6402は、導電性部分6404によって形成された電極と、超音波ブレードによって形成されたリターン電極との間のギャップを、最小化する。しかしながら、導電性部分6404の可撓性の性質は、図105のクランプアームパッド6402が、高調波作動を通じた構造的故障の危険性なく、超音波ブレードによって加えられる圧力又は力に対応することを可能にする。したがって、クランプアームパッド6402は、超音波作動中に組織に支持を提供するように十分に厚いが、

R F 作動中に圧縮され、それによって、クランプアームパッド 6 4 0 2 と超音波ブレードのリターン電極との間の距離を低減し得る。これにより、クランプアームパッド 6 4 0 2 は、摩耗に抵抗して、R F エネルギーの最適な送達を容易にすることによって、外科用器具の性能を向上させることができる。

【0285】

図 1 0 5 を更に参照すると、導電性部分 6 4 0 2 は、導電性材料から構成されるねじ山又は糸を含み得るが、これは、特定の程度の適合性及び／又は可撓性を有するクランプアームパッドを提供する。糸は、所望の可撓性及び／又は圧縮性を含む非導電性基材（例えば、パラアラミド若しくはケブラー、ポリエステル、ポリアミド 6、6、ポリアミド 6、超高分子量ポリエチレン、ビスコース C V 若しくはレーヨン、シルク、メターアラミド若しくはノメックス、ベクトランなどの液晶ポリマー、並びに／又はその他の連続フィラメント糸）であり得る。しかしながら、非導電性糸は、所望の導電率を達成するために、金属箔（例えば、金、銀、銅、白金、チタン、ステンレス鋼、及び／又はアルミニウム）でコーティングされ得る。例えば、非導電性糸は、血漿コーティング、化学接着、接合剤の適用、並びに／又はユーザの選好及び／若しくは意図された用途に従って、任意の好適なコーティングプロセスを介して、コーティングされ得る。得られた導電性糸 6 4 0 4 は、クランプアームパッド 6 4 0 2 の空孔に通され、それによって、高周波回路の電極を作成し得る。追加的及び／又は代替的に、導電性糸 6 4 0 4 は、クランプアーム 6 4 0 0 の周囲に巻き付けられ得、それによって、クランプアームパッド 6 4 0 2 の周辺周囲に織布電極を作成し得る。したがって、クランプアームパッド 6 4 0 2 は、超音波動作モードでの高調波作動によるブレード破損のリスクを防止し得、クランプアーム 6 4 0 0 を通る R F 回路のための交互の電気経路及び／又は冗長電気経路を提供し得る。

【0286】

更に図 1 0 5 を参照すると、導電性糸 6 4 0 4 及び非導電性部分 6 4 0 6 が集合的に所望の電極構成を確立するように、導電性糸 6 4 0 4 を種々のパターンでクランプアームパッド 6 4 0 2 の周囲に織り込み得ることを理解されたい。したがって、クランプアームパッド 6 4 0 2 は、前述のクランプアームパッドと同様の導電性部分 6 4 0 4 及び非導電性部分 6 4 0 6 のハイブリッド構成を含み得る。追加的及び／又は代替的に、導電性糸 6 4 0 4 の組成物は、任意の数の望ましい電気的特性を達成するために減衰され得る。いくつかの非限定的態様では、導電性糸 6 4 0 2 は、P T F E 及び／又は任意のその他の潤滑性材料を含む非導電性糸と共に織られて、電気的短絡のリスクを更に軽減し得る。パターンは、構造的負荷又は電気的負荷のバルクを有することが予想されるクランプアーム 6 4 0 0 の領域に構造的実施を提供するように更に減衰され得る。例えば、より多量の導電性糸 6 4 0 2 及び／又はより高抵抗の糸を、クランプアーム 6 4 0 0 の近位端部の周囲に構成して、その特定の場所に印加される高い応力を考慮して、クランプアームパッド 6 4 0 2 の摩耗を更に軽減すること手助けし得る。

【0287】

図 1 0 6 A ～図 1 0 6 C は、その他のクランプアームパッド 6 5 1 0、6 5 2 0、6 5 3 0 の複数の斜視図を示し、各特徴的な手段は、導電性電極 6 5 1 2、6 5 2 2、6 5 3 0 を非導電性パッド 6 5 1 4、6 5 2 4、6 5 3 4 に機械的に固定する。導電性電極 6 5 1 2、6 5 2 2、6 5 3 0 は、非導電性パッド 6 5 1 4、6 5 2 4、6 5 3 4 がその内部にネストされ得、それによって、2つの部分を一緒に制限するように構成され得る。したがって、図 1 0 6 A ～図 1 0 6 C のクランプアームパッド 6 5 1 0、6 5 2 0、6 5 3 0 は、構成要素の接触及び保持の一貫性を確保し、クランプアームパッド 6 5 1 0、6 5 2 0、6 5 3 0 の不注意な励起を低減し得る。したがって、図 1 0 6 A ～図 1 0 6 C の非限定的態様は、摩耗及び劣化を更に軽減し得る。

【0288】

例えば、図 1 0 6 A の非限定的態様によれば、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による別のクランプアームパッド 6 5 1 0 の斜視図が示されている。図 1 0 6 A のクランプアームパッド 6 5 1 0 は、圧入構成で導電性部分 6 5 1 2 内にネストされた非導電性部

分 6 5 1 4 を含み得る。図 1 0 6 A の非限定的態様によれば、導電性部分 6 5 1 2 は、非導電性部分 6 5 1 4 の幾何学的パターンに対応するパターンを構成するチャンネル 6 5 1 6 を含み得る。図 1 0 6 A の非限定的態様によれば、パターンは蛇行し得るが、一方で、本開示は、ユーザの選好及び／又は意図された用途に基づいて選択され得る多数のその他の幾何学的パターンを企図する。したがって、導電性部分 6 5 1 2 は、非導電性部分 6 5 1 4 を収容するように具体的に構成され得る。チャンネル 6 5 1 6 は、非導電性部分 6 5 1 4 の対応する幾何学的特徴部 6 5 1 8 を受容するように構成されたＴスロットを更に含み得る。チャンネル 6 5 1 6 は、非導電性部分 6 5 1 4 よりもわずかに小さくなるように幾何学的に構成され得、それによって、特徴部 6 5 1 8 がチャンネル 6 5 1 6 のＴスロット内に受容されると、クランプアームパッド 6 5 1 0 の部分 6 5 1 2、6 5 1 4 の間に圧入をもたらす。

10

【0289】

ここで図 1 0 6 B 及び図 1 0 6 C を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド 6 5 2 0 の斜視図が示されている。図 1 0 6 B 及び図 1 0 6 C の非限定的態様によれば、導電性部分 6 5 2 2 は、組織試料を把持するように構成された幾何学的特徴部 6 5 2 6、6 5 3 5 を含み得る。図 1 0 6 B の非限定的態様は、形態が歯状の幾何学的特徴部 6 5 2 5 を含むが、本開示は、ユーザの選好及び／又は意図された用途に基づいて選択され得る種々の形状及びサイズの幾何学的特徴部を企図することを理解されたい。例えば、図 1 0 6 C のクランプアームパッド 6 5 3 0 の導電性部分 6 5 3 2 は、ヘリングボーンパターンで構成された幾何学的特徴部 6 5 3 5 を含み得る。図 1 0 6 C は、組み立てられたクランプアームパッド 6 5 2 0 を示し、非導電性部分 6 5 2 4 は、導電性部分 6 5 2 2 内にネストされている。図 1 0 6 A のクランプアームパッド 6 5 1 0 と同様に、導電性部分 6 5 2 2 は、チャンネル及びＴスロット構成を含み得る。更に、導電性部分 6 5 2 2 自体は、クランプアームジョーの対応するチャンネルによって受容されるように構成された幾何学的特徴部 6 5 2 6 を含み得る。

20

【0290】

図 1 0 6 C のクランプアームパッド 6 5 3 0 は、図 1 0 6 B のクランプアームパッド 6 5 2 0 と同様に構成されているが、非導電性部分 6 5 3 4 の特徴部 6 5 3 8 が導電性部分 6 5 3 2 のチャンネル 6 5 3 6 によってどのように受容され得るかを示すために、分解されて示されている。図 1 0 6 B 及び 1 0 6 C のクランプアームパッド 6 5 2 0、6 5 3 0 の両方は、互い違いのたな構成を含む。すなわち、導電性部分 6 5 2 2、6 5 3 2 及び非導電性部分 6 5 2 4、6 5 3 4 の両方は、両側にたな型の幾何学的特徴部 6 5 2 6、6 5 3 8、6 5 3 9 を含み得る。対照的に、クランプアームパッド 6 5 1 0 の非導電性部分 6 5 1 4 のみが、互い違いのたな状幾何学的特徴部 6 5 1 8 を含むが、非導電性部分 6 5 1 4 の側面では、たな型幾何学特徴部 6 5 1 8 がクランプアームパッド 6 5 1 0 の長手方向軸線に沿って交互になる。しかしながら、クランプアームパッド 6 5 1 0、6 5 2 0、6 5 3 0 の全ては、圧入インターフェースを使用して上部から組み立てられ得る。

30

【0291】

ここで図 1 0 7 A 及び図 1 0 7 B を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド 6 6 0 0 の上面図及び斜視図がそれぞれ示されている。図 1 0 7 A 及び図 1 0 7 B の非限定的態様によれば、クランプアームパッド 6 6 0 0 は、ジッパー型Ｔスロット構成を介してインターフェース接続する、導電性部分 6 6 0 2 と、非導電性部分 6 6 0 4 と、を含み得る。例えば、導電性部分 6 6 0 2 は、非導電性部分 6 6 0 4 の複数の対応する歯 6 6 0 8 と交互に係合するように構成されている複数の歯 6 6 0 6 を含む。したがって、複数の歯 6 6 0 6 及び複数の対応する歯 6 6 0 8 は、導電性部分 6 6 0 2 及び非導電性部分 6 6 0 4 がそれらのそれぞれの基部で互いに対して平坦に着座するように、互いに係合するように構成されている。アセンブリは、図 1 0 7 B に最もよく表されるが、これは、複数の歯 6 6 0 6 が複数の対応する歯 6 6 0 8 に適切に係合するまで、導電性部分 6 6 0 2 が非導電性部分 6 6 0 4 の上からどのように圧入され得るかを示す。

40

50

【0292】

ここで図108A及び図108Bを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド6700の斜視図及び断面正面図がそれぞれ示されている。図108Aの非限定的態様によれば、クランプアームパッド6700は、導電性部分6702と、「L」形状の非導電性部分6704と、を含み得る。「L」形状の非導電性部分6704は、導電性部分6702を通して下から摺動するように構成され得、それによって、クランプアームに機械的に連結されるTスロットを形成する。導電性部分は、「L」形状の非導電性部分6704に当接するように構成された「T」形状の端部片6706を含み得る。更に、「L」形状の非導電性部分6704は、クランプアームジョーのチャネルと係合するように構成された脚部6708を含み得、それによって、クランプアームパッド6700を固定し、不注意な機械的励起を軽減し得る。

10

【0293】

図108Bは、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、クランプアームパッド6700の断面正面図を示す。図108Bに示されるように、「L」形状の非導電性部分6704は、導電性部分6702によって横方向に制約される。しかしながら、いくつかの非限定的態様によれば、非導電性部分6704は、非導電性部分6704の脚部6708の上面と導電性部分6702の底面との間に画定された寸法Dの周囲に遊動し得る。したがって、本開示のいくつかの態様によれば、クランプアームパッド6700は、寸法Dの少なくとも一部であるように構成され、かつ非導電性部分6704の脚部6708の上面と導電性部分6702の底面との間に配置され、それによって、前述の遊動を制限及び／又は排除するように構成されている肩部6710を含み得る。

20

【0294】

ここで図109を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド6800の断面正面図が示されている。図109の非限定的態様によれば、非導電性部分6804をクランプアームパッド6800の導電性部分6802内に埋め込み、それによって、クランプアームジョー6806内に機械的に統合され得るTスロット構成に電極「スタック」を形成し得る。導電性部分6804は、導電性部分6802内に成形され得る。あるいは、導電性部分6804は、別々に形成され、導電性部分6802内に接合され得る。当然のことながら、任意の好適な製造技術を形成して、図109のクランプアームパッド6800を製造し得ることを理解されたい。同様に、図109の非限定的態様は、Tスロット構成を含むが、クランプアームパッド6800は、ユーザの選好及び／又は意図された用途に応じて、任意の好適な幾何学的構成を含み得ることを理解されたい。

30

【0295】

ここで図110A及び図110Bを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、その他のクランプアームパッド6910、6920構成の上面斜視図が示されている。図110A及び図110Bの非限定的態様によれば、クランプアームパッド6910、6920は、クランプアームジョー6911、6921内に配置された導電性部分6912、6922、及び非導電性部分6914、6924の全体的なTスロット区分を含み、不注意な機械的励起を軽減するためのクランプアームパッド6910、6920の保持を強化し、したがって、摩耗及び劣化を低減し得る。非導電性部分6914、6924は、導電性部分6912、6922の上に位置付けられ、それによって、クランプアームパッド6910、6920の望ましい電極構成を確立する。

40

【0296】

図110Aの非限定的態様によれば、非導電性部分6914は、上に延在し、場合によっては導電性部分6912に当接するウィング部6916を含み得る。これは、電極の露出表面領域を更に遮蔽し、それによって、電氣的短絡及び／又はアーク放電のリスクを更に低減する。代替的及び／又は追加的に、図110Bの非限定的態様に示されるように、非導電性部分6924の少なくとも一部分は方形化であり得る。したがって、クランプアームパッド6920は、得られた電極の露出表面領域を増加させ、それによって、超音波

50

ブレードのリターン電極へのRFエネルギーの伝送を最適化するように構成され得る。

【0297】

ここで図111を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、別のクランプアームパッド6930の断面正面図が示されている。図111の非限定的態様によれば、クランプアームパッド6930は、導電性部分6932と、電極スタックを固定するオーバーハング構成を介してクランプアームジョー6936内に機械的に連結された非導電性部分6934と、を含み得る。例えば、導電性部分6932の周辺ウィング部6938は、クランプアームジョー6936のオーバーハング部6937を収容するように構成されたチャンネルを画定し得る。非導電性部分6934は、導電性部分6932とクランプアームジョー6936との間に配置されたTスロット構成を含み、導電性部分6932は、オーバーハング部6937を介して所定の位置に固定され、電極スタックは、不注意な機械的励起に抵抗し、摩耗及び／又は劣化に抵抗するように安定化及び構成される。

10

【0298】

ここで図112Aを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、導電性パッド6942の斜視図が示されている。図111の非限定的態様によれば、クランプアームパッド6942は、クランプアームジョーのTスロットによって受容されるように構成されたいずれかの側のオーバーハング部6943を含み、それによって、電極スタックを固定し得る。前述の態様と同様に、導電性パッド6942は、リターン電極（例えば、超音波ブレード）による電氣的短絡及び／又はアーク放電の可能性を低減するように構成された非導電性パッドを収容するように構成された、チャンネル6946を更に含み得る。追加的及び／又は代替的に、導電性パッド6942は、エンドエフェクタ内にクランプされた組織試料を把持するように構成された、複数の幾何学的特徴部6945を含み得る。図112Aの非限定的態様によれば、幾何学的特徴部は、歯様構成を含み得る。しかしながら、本開示は、幾何学的構成がユーザの選好及び／又は意図された用途によって変化するその他の態様を企図する。図112Bは、図112Aの導電性パッド6942のオーバーハング部6943のより詳細な描写を提供する。

20

【0299】

ここで図112Cを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、図112Aの導電性パッド6942を含むクランプアーム6940の正面図が示されている。図112Cの非限定的態様によれば、クランプアーム6940は、クランプアームパッド構成を受容するように構成されたTスロット構成を有するクランプアームジョー6941を含み得る。導電性パッド6942のオーバーハング部6943は、クランプアームジョー6042のTスロット構成内に受容されるように示されている。したがって、導電性パッド6042は、RFエネルギーの伝送のための電極表面領域を画定する。チャンネル6946（図112A）は、導電性パッド6942の中心にあるように図示されていないが、非導電性パッドをその内部に挿入し、それによって、電極表面をリターン電極（例えば、超音波ブレード）から分離し得る非導電性パッドを画定して、電氣的短絡又はアーク放電のリスクを低減し得る。いくつかの非限定的態様によれば、オーバーハング部は、特に遠位端部において、クランプアームジョーの全体的な形状と一致するように先細りし得る。

30

【0300】

ここで図113Aを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、クランプアーム6950の上面図が示されている。図113Aの非限定的態様によれば、クランプアーム6950は、導電性パッド6952をクランプアーム6950に機械的に係合して固定するように構成された2つの横方向トラック6958を含み得る。前述の態様と同様に、導電性パッド6952は、リターン電極（例えば、超音波ブレード）による電氣的短絡及び／又はアーク放電の可能性を低減するように構成された非導電性パッドを収容するように構成された、チャンネル6956を更に含み得る。

40

【0301】

ここで図113Bを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、図113Aのクランプアーム6950の断面正面図が示されている。図113Bの非限定的態

50

様によれば、横方向トラック 6958 は、導電性パッド 6952 をクランプアーム 6950 に固定するように構成されたダブテール構成を含み得る。図 113B から分かるように、導電性パッド 6952 のチャンネル 6956 は、組織試料 6957 に接触し得る非導電性パッド 6954 を収容し得る。電極スタックがクランプアーム 6950 に適切に固定されるように、非伝導性パッド 6954 が T スロットチャンネルを介してクランプアーム 6950 内に固定され、それによって、望ましくない機械的励起を防止し、摩耗及び劣化を低減し得る。

【0302】

ここで図 114A を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 6960 の斜視図が示されている。図 114A の非限定的態様によれば、クランプアーム 6960 は、導電性パッドをクランプアーム 6960 に機械的に係合して固定するように構成された 2 つの横方向トラック 6968 を含み得る。前述の態様と同様に、クランプアーム 6960 は、RF エネルギーの伝送を容易にするように構成された電極を含むクランプアームパッドの幾何学的特徴部を収容するように構成された T スロットチャンネル 6966 を更に含み得るが、一方で、リターン電極（例えば、超音波ブレード）による電氣的短絡及び／又はアーク放電の可能性を低減する。

10

【0303】

ここで図 114B を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 114A のクランプアーム 6960 の断面正面図が示されている。図 114B の非限定的態様によれば、横方向トラック 6968 は、導電性パッド 6962 をクランプアーム 6960 に固定するように構成された有刺構成を含み得る。図 114B から分かるように、クランプアーム 6960 のチャンネル 6966 は、組織試料 6967 に接触し得る非導電性パッド 6964 の幾何学的特徴部を収容し得る。電極スタックがクランプアーム 6950 に適切に固定されるように、非伝導性パッド 6954 が T スロットチャンネルを介してクランプアーム 6960 内に固定され、それによって、望ましくない機械的励起を防止し、摩耗及び劣化を低減し得る。

20

【0304】

ここで図 115 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームパッド 6970 構成の断面正面図が示されている。図 115 の非限定的態様によれば、クランプアームパッド 6970 の導電性パッド 6972 は、図 112A ～図 112C のものと同様のオーバーハング部 6973 構成を含み得るが、オーバーハング部 6973 は、「イービーム」非導電性パッド 6974 と係合するように構成されている。しかしながら、図 115 のクランプアームパッド 6970 構成は、より厚い特徴部を含み、それによって、電極をリターン電極（例えば、超音波ブレード）から更に距離を置かせ、摩耗及び／又は劣化からクランプアームパッド 6970 の構成を強化する。

30

【0305】

ここで図 116 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 6980 の正面図が示されている。図 116 の非限定的態様によれば、クランプアーム 6980 は、クランプアームパッド 6982、6984 構成を受容するように構成された T スロット構成を有するクランプアームジョー 6981 を含み得る。前述の態様と同様に、非導電性パッド 6984 は、T スロットチャンネルを介してクランプアームジョー 6981 に固定され得る。しかしながら、図 116 の非限定的態様によれば、導電性パッド 6982 は、対応する形状のクランプアームジョー 6981 の幾何学的特徴部を受容するように構成された魚尾状様式のチャンネル 6987 を含み得る。したがって、導電性パッド 6982 は、クランプアームジョー 6981 内に固定され、RF エネルギーの伝送のための電極表面領域を画定し得る。

40

【0306】

ここで図 117 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 6990 の上面図が示されている。クランプアーム 6990 は、クランプアームジョー 6991 の遠位部分 6993 と、近位部分 6995 と、を含む。前述の態様と同様

50

に、クランプアーム 6990 は、導電性パッド 6992 と、非導電性パッド 6994 と、を更に含む。しかしながら、図 117 の非限定的態様によれば、導電性パッド 6992 は、クランプアームジョー 6991 の遠位部分 6993 内で取り外されて、より大きな導電性表面領域を作成し、したがって、クランプアーム 6990 の遠位端部 6993 におけるより多くの RF エネルギーの伝達を容易にする。代替的及び／又は追加的に、導電性パッド 6992 は、クランプアーム 6990 の遠位部分 6993 内の非導電性パッド 6994 と同じ高さになるように上昇され得る。したがって、臨床医は、クランプアーム 6990 の遠位端部でクランプされた組織の封止をより良好に制御し得る。

【0307】

ここで図 117B を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 117A のクランプアーム 6990 の側面図が示されている。したがって、図 117B は、クランプアーム 6990 の遠位部分に非導電性パッド 6994 が存在しないことを明確に示す。導電性パッド 6992 は、クランプアーム 6990 の遠位部分 6993 内の非導電性パッド 6994 と同じ高さになるように上昇され得ることが、更に明らかである。したがって、図 117A 及び図 117B のクランプアーム 6990 は、クランプアームジョー 6991 の遠位部分 6993 内のリターン電極（例えば、超音波ブレード）への RF エネルギーの流れを確実にしながら、クランプアームジョー 6991 の近位端部 6995 内の電氣的短絡及び／又はアーク放電のリスクを軽減し得る。更に、遠位部分 6993 の表面領域は、封止のために所望されるクランプアーム 6990 の所望の割合に基づいて事前に決定され得る寸法 D によって画定され得る。

【0308】

ここで図 118 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、2 つのクランプアーム 7000、7010 の上面図が示されている。図 118 のクランプアーム 7000、7010 は、図 117A のクランプアーム 6990 と同様に構成されている。しかしながら、図 118 の非限定的態様によれば、非導電性パッド 7004 は、クランプアーム 7000、7010 の遠位部分の前に停止し得る。したがって、クランプアーム 7000、7010 の導電性部分 7002 は、非導電性パッド 7004 と水平ではない。したがって、非導電性パッド 7004 は、導電性パッド 7002 によって囲まれ、それによって、電極を形成する。図 118 の非限定的態様によれば、クランプパッド構成は本質的に同じであり、クランプアーム 7010 の非導電性パッド 7004 のみが、近位端部で耐摩耗性ギャップパッド 7006 に固定され、クランプアーム 7000 の蛇行パターンよりも長い波長を有する蛇行パターンで構成されている。これは、非導電性パッド 7004 及び最終的には電極が、任意のユーザ選好及び／又は意図された用途に従って RF エネルギーの流れを調整するために、任意の幾何学的構成を含み得る方法を示す。

【0309】

ここで図 119 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 7020 のアセンブリ図面が示されている。図 119 の非限定的態様によれば、クランプアーム 7020 は、キャリア構成要素 7026（例えば、スタンピング、パン）を含み得る。キャリア構成要素 7026 は、好ましい製造プロセス（例えば、インサート溶接、熱かしめ、オーバーモールド）を介して導電性パッド 7022 の底面に連結され、次に、クランプアームジョー 7021 の下側に溶接され得る。例えば、図 119 のキャリア構成要素 7026 は、導電性パッド 7022 の底面にインサート溶接され、それによって、RF エネルギー回路の電極を形成し得る。

【0310】

更に図 119 を参照すると、キャリア構成要素 7026 は、導電性パッド 7022 上に複数の対応する杭 7029 を収容するように構成された複数の穴及び／又は窪みを含み得る。追加的及び／又は代替的に、導電性パッド 7022 は、底面上に位置付けられた複数の静置リブを含み得るが、リブは、キャリア構成要素 7026 上の穴及び／又はエンボス加工された領域を通して供給され得る。それにもかかわらず、導電性パッド 7022 をキャリア構成要素 7026 に機械的に連結するように構成された、任意の幾何学的特徴部を

理解されたい。導電性パッド 7022 がキャリア構成要素 7026 に機械的に連結されると、非導電性パッド 7024 は導電性パッド 7022 に連結され得、それによって、電極構成が完成する。

【0311】

ここで図 120A 及び図 120B を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、図 119 のクランプアーム 7020 の断面正面図が示されている。図 120A 及び図 120B の態様では、クランプアームジョー 7021a、7021b は、非導電性パッド 7024a、7024b をチャンネル内に収容し、キャリアプレート 7026a、7026b は、導電性パッド 7022a を非導電性パッド 7024a、7024b に機械的に連結する。しかしながら、図 120B の非限定的態様では、キャリア構成要素 7026b は、導電性パッド 7022b を横方向の動きから制約する側壁を更に含み、それによって、電極をクランプアーム 7020 に更に固定する。

10

【0312】

ここで図 121A ~ 図 121D を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 7030 のアセンブリを示す種々の図が示されている。図 121A ~ 図 121D の非限定的態様によれば、キャリア構成要素 7036 は、まず、非導電性パッド 7034 の下に設置され得る。次に、非導電性パッドが、キャリア構成要素 7036 と導電性パッド 7032 との間に挟まれ、図 121C に示されるように、導電性パッド 7032 内に画定されたチャンネルから突出するように、導電性パッド 7032 が、非導電性パッド 7034 の上部に設置され得る。キャリア構成要素 7036 が得られた電極に適切に連結された後に、キャリア構成要素を含む電極アセンブリ全体がクランプジョー 7031 内に設置される。図 121C の非限定的態様によれば、キャリア構成要素 7036 は、前述のように、非導電性パッド 7034 の T スロット構成を容易にするためのチャンネルを含み得る。図 121D は、導電性パッド 7032 がキャリア構成要素 7036 の穴を通して突出する杭をどのように含み得るかを示す、キャリア構成要素 7036 上に適切に設置された組み立てられた電極の底面図を示す。したがって、電極は、クランプジョー 7031 に更に固定され、その中に設置され得る。当然のことながら、本開示は、前述のリブ、窪みなどを含む、導電性パッド 7032 をキャリア構成要素 7036 に機械的に連結する種々のその他の手段を企図する。

20

【0313】

ここで図 122A ~ 図 122D を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアーム 7040 のアセンブリを示す種々の図が示されている。図 122A ~ 図 122D の非限定的態様によれば、キャリア構成要素 7046 は、まず、非導電性パッド 7044 の下に設置され得る。次に、非導電性パッドが、キャリア構成要素 7036 と導電性パッド 7042 との間に挟まれ、導電性パッド 7042 内に画定されたチャンネルから突出するように、導電性パッド 7042 が、非導電性パッド 7044 の上部に設置され得る。キャリア構成要素 7046 が得られた電極に適切に連結された後に、キャリア構成要素を含む電極アセンブリ全体がクランプジョー 7041 内に設置される。

30

【0314】

具体的には、図 121B 及び図 121C の非限定的態様は、キャリア構成要素 7046 が、導電性パッド 7042 の対応する幾何学的特徴部に機械的に係合するように構成された 1 つ以上の幾何学的特徴部 7047 をどのように含んで適切な嵌合を確実にして、超音波ブレードの高調波作動によって引き起こされる不注意な運動への抵抗を確実にし得るか、を示す。非導電性パッド 7044 がキャリア構成要素 7046 内に適切に着座すると、導電性パッド 7042 は、非導電性パッド 7044 の上に設置されて、複数の幾何学的特徴部 7043、7047 を介してキャリア構成要素 7046 に固定され得る。当然のことながら、本開示は、前述のリブ、穴、杭などを含む、導電性パッド 7042 をキャリア構成要素 7046 に機械的に連結する種々のその他の手段を企図する。

40

【0315】

ここで図 123A ~ 図 123C を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様

50

による、いくつかのクランプアームパッド 7050a、7050b 構成が示されている。図 123A～図 123C の非限定的態様によれば、導電性クランプパッド 7052 は、それをキャリア 7056a、7056b 及び／又はスタンピングへと成形された導電性材料（例えば、シリコン）を含み得る。したがって、クランプパッド 7052 をキャリア 7056a、7056b 上にオーバーモールドし得るが、これにより、取り付けを強化することができる。したがって、クランプパッド 7052 は、キャリア 7056a、7056b 内の複数の穴 7053 を通って溶融し、横方向振動に対する電極抵抗を向上させ得る。キャリアは、所定の厚さ T_s で構成され得る。例えば、いくつかの非限定的態様によれば、キャリア 7056a、7056b は、0.005 インチ以上及び 0.007 インチ以下の厚さであり得る。したがって、導電性パッド 7052 は、0.02 インチ以上及び 0.03 インチ以下の厚さを含み得る。

10

【0316】

図 123A～図 123C を更に参照すると、キャリア 7056a、7056b は、電極の横方向の動き及び／又は変形を更に防止するために、導電性パッド 7052 の周囲に横方向に延在する壁 7058 を更に含み得る。図 123C の非限定的態様によれば、キャリア 7056b は、先端部にフォーク状のスタンピング 7059 を含み得、導電性パッド 7052 に対して遠位端部でのより太い厚さをもたらし、それによって、所望の位置での RF エネルギーの伝達を強化することができる。そのような利点は、本開示によって企図されるものと同じ効果を達成するために電極を形成するその他の手段を介して前述のオーバーモールドプロセスを介して形成される導電性パッド 7052 に、利用可能である。

20

【0317】

ここで図 124A～図 124D を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、クランプアームアセンブリ 7060 の種々の構成要素を示すいくつかの上面斜視図が示されている。具体的には、図 124A～図 124D の非限定的態様は、クランプアームジョー 7061 内に電極スタックを機械的に固定して制約する種々の手段、具体的には、導電性パッド 7062 及び非導電性パッド 7064 を示す。本開示のその他の非限定的態様に記載されるように、本態様は、独立して、又はクランプアームジョー 706 の構成要素を組み立てて固定する前述の手段のいずれかと併せて使用され得る。

【0318】

図 124A～図 124D の非限定的態様によれば、クランプアームアセンブリ 7060 は、導電性パッド 7062 と、クランプアームジョー 7061 と、非導電性パッド 7064 と、を含み得るが、これらは、互いに機械的に係合するように構成され、それによって、超音波切断動作中に組織を把持するように構成されたクランプアームアセンブリ 7060 を集合的に確立し、封止動作中の RF エネルギーの送達のための電極として機能する。導電性パッド 7062 は、最初にクランプアームジョー 7061 に固定され得る。図 124A の非限定的態様によれば、導電性パッド 7062 は、導電性パッド 7062 をクランプアームジョー 7061 に固定するように構成された 1 つ以上の幾何学的特徴部を含み得る。例えば、複数の穴 7063 は、導電性パッド 7062 内に画定され、それぞれが、クランプアームジョー 7061 上に位置付けられた複数の杭 7065 からの杭 7065 を係合するように構成され得る。したがって、導電性パッド 7062 は、各杭 7065 が各穴 7063 を横断するように、クランプアームジョー 7061 上に下降され得る。当然ながら、導電性パッド 7062 とクランプアームジョー 7061 との間の所望の機械的係合を提供すると仮定して、種々の構成の幾何学的特徴部が配置され得る。

30

40

【0319】

図 124A～図 124D を更に参照すると、非導電性パッド 7064 は、別の幾何学的特徴部 7067 を介して導電性パッド 7062 と機械的に係合するように構成され得る。例えば、幾何学的特徴部 7067 は、クランプアームジョー 7061 の T スロットに圧入されるように構成され得るが、代替の幾何学的特徴部 7067 が本開示によって企図される。前述のように、導電性パッド 7062 は、非導電性パッド 7064 を収容するように構成されたチャンネルで構成され得る。したがって、導電性パッド 7062 がクランプアーム

50

ムジョー 7061 と機械的に係合した後に、非導電性ジョー 7064 は、特徴部 7067 がクランプアームジョー 7061 の T スロットによって受容されるように、チャンネル 7069 へと圧入され得る。

【0320】

ここで図 125A 及び図 125B を参照すると、非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成 7070 が示されている。図 125A 及び図 125B の非限定的態様によれば、クランプパッド構成 7070 は、導電性パッド 7072 と、非導電性パッド 7074 と、を含み得る。非導電性パッドは、導電性パッド 7072 のチャンネル 7076 によって受信されるように、図 125A の対称型な部及びノッチ構成などの幾何学的特徴部 7075 を特徴とする「I ビーム」形状を含み得る。したがって、導電性パッド 7072 は、幾何学的特徴部 7075 がスナップ嵌め構成でチャンネル 7076 内に適切に着座するまで、導電性パッド 7074 の底部 B からそれを押すことによって、非導電性パッド 7074 の周囲に構成され得る。その結果、クランプパッド構成 7070 は、上から見た場合に、図 125B に示されるように、非導電性パッド 7074 を取り囲む導電性パッド 7072 の表面を構成する。したがって、導電性パッド 7074 は、導電性パッド 7072 の上に着座し、それによって、導電性パッド 7072（又は RF エネルギー回路の第 1 の電極）と超音波ブレード（RF エネルギー回路のリターン電極）との間の不注意な接触及び電氣的短絡を防止し得る。

【0321】

ここで図 126A 及び図 126B を参照すると、非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成 7080 が示されている。図 126A 及び図 126B の非限定的態様によれば、クランプパッド構成 7080 は、導電性パッド 7082 と、非導電性パッド 7084 と、を含み得る。非導電性パッド 7084 は、図 125A 及び図 125B の非導電性パッド 7084 に同様の「I ビーム」構成を含み得る。クランプアームジョー 7081 及び導電性パッド 7084 のそれぞれは、図 126A に示されるように、「I ビーム」構成の非導電性パッド 7084 と連結される場合に、非導電性パッド 7084 の第 1 のクロスバー 7083 と第 2 のクロスバー 7085 との間に挟まれたオーバーハング特徴部を含む。その結果、クランプパッド構成 7080 は、上から見た場合に、図 125B に示されるように、非導電性パッド 7084 を取り囲む導電性パッド 7082 の表面を構成する。したがって、非導電性パッド 7084 は、導電性パッド 7082 の上に着座し、それによって、導電性パッド 7082（又は RF エネルギー回路の第 1 の電極）と超音波ブレード（RF エネルギー回路のリターン電極）との間の不注意な接触及び電氣的短絡を防止し得る。設定されると、非導電性パッド 7084 は、図 126B に示されるように、かしめ部 7087 を介して近位端部で導電性パッド 7082 に固定され得る。

【0322】

ここで図 127A ～図 127C を参照すると、非限定的な開示の少なくとも 1 つの態様による、別のクランプパッド構成 7090 が示されている。図 127A 及び図 127B の非限定的態様によれば、クランプパッド構成 7090 は、導電性パッド 7092 と、非導電性パッド 7094 と、を含み得る。特に、導電性パッド 7092 は、導電性パッド 7092 をクランプアームジョー 7091 に固定するように構成された 1 つ以上の幾何学的特徴部 7097 を含み得る。図 127B に示されるように、導電性パッド 7092 の固定具 7097 は、クランプアームジョー 7091 内に画定された対応する特徴部と係合するように構成されている。したがって、導電性パッド 7092 は、最終的な電極構成内に更に固定され、それによって、超音波作動による高調波励起に対するその感受性を軽減し、その抵抗率を摩耗及び劣化に対して更に増強し得る。図 127A の非限定的態様によれば、固定具 7097 は円筒形に構成されているが、その他の非限定的態様は、導電性パッド 7092 に沿って種々の位置に位置する種々の固定具 7097 を企図する。そうでなければ、非導電性パッド 7094 は、前述のものと同様の「I ビーム」構成を含み得る。図 127C は、クランプパッド構成 7090 の組立手順を示し、導電性パッド 7092 及びその固定具 7097 がクランプアームジョー 7091 内に設置され、その後、非導電性パッド

7094を所定の位置に摺動し得る。

【0323】

ここで図128を参照すると、非限定的な開示の少なくとも1つの態様による、クランプパッド構成7100の上面図が示されている。図128の非限定的態様によれば、クランプパッド構成7100は、導電性パッド7102と、クランプアームジョー7101に連結された非導電性パッド7104と、を含み得る。特に、図128のクランプパッド構成7100は、電極、又はジョーを通る導電性パッド7102から突出する非導電性パッド7104の突出部上の熱かしめ部7106（例えば、コイン様作用）を含み得る。例えば、かしめプロセスは、非導電性パッド7104の部分を導電性パッド7102へと「キノコ状に広げ」得るが、これは、アセンブリ7100内の導電性パッド7102をそれに
10
応じて更に制約する。したがって、かしめ部7106は、クランプパッド構成7100の構造的安定性を更に向上させ、高調波励起に対する不注意な反応を軽減し、摩耗及び／又は劣化に対する感受性を低減し得る。

【0324】

ここで図129A～図129Cを参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、構成可能なクランプアームアセンブリ7200の側面図及び上面図が描かれている。図129A～129Dの非限定的態様によれば、クランプアームアセンブリ7200は、1つ以上の調節可能な接続部7204で連結された1つ以上の可撓性部分7202を含み得る。例えば、調節可能な接続部7204は、ユーザの選好及び／又は意図された用途に応じて、可撓性部分7202が互いに対して移動することを可能にし、かつ不可能に
20
するように構成された止めねじを含み得る。締め付けられると、調節可能な止めねじ7204は、可撓性部分7202の相対位置をロックし得る。したがって、可撓性部分は、構成可能なクランプアームアセンブリ7200の全体的な形状及び角度を修正し得る。

【0325】

129Bを更に参照すると、図129Aの構成可能なクランプアームアセンブリ7200の上面図が示されている。したがって、セグメント化された可撓性部分7202は、複数のタブ7206であるように明らかであり、可撓性部分7202の特定の配置を固定するために所定の位置に溶接され得る。更に、任意の1つの部分7202をアセンブリ7200から取り外して、選択的な可撓性又は調整可能な圧力又は先端プロファイルを作ることができる。所望のプロファイルが達成されると、止めねじ7204を固定し、タブ7206を溶接し、それによって、クランプアームを所望の位置及び／又はプロファイルに固定し得る。可撓性部分7202は、添加物及び／又は従来の製造プロセス若しくは技術のいずれかを使用して作成し得る。可撓性部分7202の配置を再調整することによって、ユーザは、とりわけ、共振、圧力プロファイル、及び／又は先端プロファイルなどの所望の動作パラメータを達成するようにクランプアームアセンブリ7200を調整し得ることを理解されたい。ここで図129Cを参照すると、図129Aの構成可能なクランプアームアセンブリ7200の上面図は、溶接後状態で示されている。したがって、セグメント化された可撓性部分7202は、複数のタブ7206の各タブ7206の間に適用された複数の溶接接合部7208を介して、一緒に固定される。
30

【0326】

ここで図130を参照すると、本開示の少なくとも1つの非限定的態様による、構成ブロック7210内に位置付けられた図129A～図129Cの構成可能なクランプアームアセンブリ7200の側面図が示されている。前述のように、構成可能なクランプアームアセンブリ7200は、シミュレートされたブレード7208上でクランプすることによって調節し得る、調整可能なデバイスプロファイルを含み得る。クランプアームがシミュレーションブレード7208のプロファイルに適合すると、止めねじ7204を締め付けることができる。追加的及び／又は代替的に、クランプアームアセンブリ7200は、繰り返されるクランプサイクルで所望の圧力プロファイルに基づいて、シミュレートされたブレード7208に対して位置付けられ得る。止めねじ7204が締め付けられると、タブ7206は、任意の従来の接合技術（例えば、溶接、レーザー溶接、締結具、接着剤）
40
50

を使用して固定されて、クランプアームアセンブリ 7200 のプロファイルを所望の位置に固定し得る。図 130 の非限定的態様によれば、アセンブリ 7200 は、初期ピッチ P_1 から所望のピッチ P_2 へと調節されているものとして示されている。追加的及び／又は代替的に、圧力プロファイルセンサを使用してプロファイルを監視し、アセンブリ 7200 の正確な調節を確実にし得る。

【0327】

更なる取付具及び／又は付勢は、種々の意図された用途のために製造された種々のクランプアーム 7200 の所望のプロファイルを達成するために、本開示によって企図される。あるいは、アセンブリ 7200 のクランププロファイルは、超音波ブレード並びに／又はアセンブリ 7200 の所望のプロファイル及び／若しくはピッチのいずれかを表す別の取付具を使用することによって、ブレード又はブレード代用物をクランプすることなく達成し得る。例示的な取付具は、クランプアームの先端部が正しい範囲になるまで調節されることを可能にすることが、下に示される。

【0328】

ここで図 131 を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの非限定的態様による、代替構成取付具 7220 内に位置付けられた図 129A～図 129C の構成可能なクランプアームアセンブリ 7200 の側面図が示されている。代替構成取付具は、構成ブロック 7210 と同様である。しかしながら、図 131 の構成取付具 7220 は、構成取付具 7220 内に設置された場合にクランプアームアセンブリ 7200 とインターフェース接続するように構成されている複数の調節可能な止めねじ 7222、7224、7226 を含む。例えば、近位止めねじ 7222 を締め付けて、クランプアームアセンブリ 7200 の近位端部を固定し得る。ピッチを調節するために、ユーザは、遠位止めねじ 7224 を締め付けるか、又は緩めて、クランプアームアセンブリ 7200 を片持ちして所望のプロファイルを達成することができる。側部止めねじ 7226 を使用して、ユーザの選好及び／又は意図された用途に従って、クランプアームアセンブリ 7200 の横方向の構成を調節し得る。したがって、クランプアームアセンブリ 7200 は、X、Y、及び Z 方向に調節し得る。図 131 の非限定的態様は、止めねじ 7222、7224、7226 を利用するが、本開示は、構成取付具 7220 を介してクランプアームアセンブリ 7200 をインターフェース接続して調節する代替手段が実装される、その他の非限定的態様を企図する。例えば、ばね、レバー、及び／又はピストンの任意の組み合わせが必要を満たし得る。追加的及び／又は代替的に、調節機構 7222、7224、7226 は、クランプアームアセンブリ 7200 が手動介入なしで調節され得るように自動化され得る。

【実施例】

【0329】

本開示のエンドエフェクタ及び外科用器具の様々な態様の例を以下に提供する。エンドエフェクタ又は外科用器具の態様は、以下に記載される実施例のうちのいずれか 1 つ以上、及び任意の組み合わせを含み得る。

【0330】

実施例 1．組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、本エンドエフェクタは、超音波トランスデューサに連結されるように構成された超音波ブレードであって、超音波エネルギーを組織に伝達するように構成されている、超音波ブレードと、クランプアームパッドを含むクランプアームであって、導電性材料、非導電性材料、を含む、クランプアームと、を含み、クランプアームパッドは、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、電極は、組織を通して高周波エネルギー回路のリターン電極に高周波エネルギーを伝達するように構成されており、非導電性材料は、クランプアームパッドがエンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に導電性材料と超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように、構成されている、エンドエフェクタ。

【0331】

実施例 2．クランプアームパッドが、非導電性材料と導電性材料との間に配置された中間層を更に含む、実施例 1 に記載のエンドエフェクタ。

【0332】

実施例3．中間層が、導電性材料に非導電性材料を接合するように構成された接着剤である、実施例1～2のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0333】

実施例4．中間層が、ペルフルオロアルコキシアルカンを含む、実施例1～3のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0334】

実施例5．中間層が、0.001インチ以上及び0.005インチ以下の厚さを含む、実施例1～4のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0335】

実施例6．超音波ブレードが、高周波エネルギー回路のリターン電極として構成されている、実施例1～5のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0336】

実施例7．非導電性材料及び導電性材料が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、実施例1～6のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0337】

実施例8．導電性材料が、導電性繊維を更に含む、実施例1～7のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0338】

実施例9．導電性繊維が、炭素、ステンレス鋼、及び銀のうちの少なくとも1種、又はこれらの組み合わせを含む、実施例1～8のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0339】

実施例10．導電性材料が、非導電性材料の上面の一部の周囲に配置されている、実施例1～9のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0340】

実施例11．導電性材料が、導電性材料の所望の劣化に関連する所定のパターンを含む、実施例1～10のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0341】

実施例12．所定のパターンが蛇行している、実施例1～11のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0342】

実施例13．所定のパターンが、クランプアームパッドの周辺周囲に構成されている、実施例1～12のいずれか1項に記載のエンドエフェクタ。

【0343】

実施例14．超音波ブレードと共に組織を把持するように構成されたクランプアームであって、本クランプアームは、チャンネルを固定する導電層と、非導電層と、を含むクランプアームパッドを含み、非導電層は導電層に隣接して位置付けられ、それによって、非導電層の少なくとも一部分がチャンネルを通して位置付けられ、クランプアームパッドは、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、非導電性材料は、導電性材料と超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている、クランプアーム。

【0344】

実施例15．クランプアームパッドが、非導電層と導電層との間に配置された中間層を更に含む、実施例14に記載のクランプアーム。

【0345】

実施例16．中間層が、導電層に非導電層を接合するように構成された接着剤である、実施例14～15のいずれかに記載のクランプアーム。

【0346】

実施例17．非導電層及び導電層が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、実施例14～16のいずれか1項に記載のクランプアーム。

10

20

30

40

50

【0347】

実施例18．導電層が、ポリテトラフルオロエチレン全体にドーブされた導電性繊維を更に含む、実施例14～17のいずれか1項に記載の外科用器具。

【0348】

実施例19．組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、本エンドエフェクタは、超音波ブレードと、クランプアームパッドを含むクランプアームであって、導電性材料、非導電性材料、を含む、クランプアームと、を含み、導電性材料は、クランプアームパッドがエンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に、導電性材料が超音波ブレードから所定の距離だけ離れて位置付けられるのを防止するように構成されている、エンドエフェクタ。

10

【0349】

実施例20．クランプアームパッドが、非導電性材料層と導電性材料層との間に配置された接着剤層を更に含み、接着剤層が、非導電性材料を導電性材料に接合するように構成されている、実施例19に記載のエンドエフェクタ。

【0350】

いくつかの形態が示され説明されてきたが、添付の特許請求の範囲をそのような詳細に制限又は限定することは、本出願人が意図するところではない。多くの修正、変形、変更、置換、組み合わせ及びこれらの形態の等価物を実装することができ、本開示の範囲から逸脱することなく当業者により想到されるであろう。更に、記述する形態に関連した各要素の構造は、その要素によって実施される機能を提供するための手段として代替的に説明することができる。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、組み合わせ、及び変形を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを意図としたものである点を理解されたい。添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、変形、変更、置換、修正、及び等価物を網羅することを意図する。

20

【0351】

上記の詳細な説明は、ブロック図、フロー図及び／又は実施例を用いて、装置及び／又はプロセスの様々な形態について記載してきた。そのようなブロック図、フロー図及び／又は実施例が1つ以上の機能及び／又は動作を含む限り、当業者には、そのようなブロック図、フロー図及び／又は実施例に含まれる各機能及び／又は動作は、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はこれらの事実上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ことを理解されたい。当業者には、本明細書で開示される形態のうちのいくつかの態様の全部又は一部が、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、又はこれらの実質的に任意の組み合わせとして集積回路上で等価に実装することができ、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理解されよう。加えて、当業者には、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形態で1つ以上のプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載した主題の具体的な形態は、配布を実際に行うために使用される信号搬送媒体の特定のタイプにかかわらず適用されることを理解されたい。

30

40

【0352】

様々な開示された態様を実施するように論理をプログラムするために使用される命令は、ダイナミックランダムアクセスメモリ（DRAM）、キャッシュ、フラッシュメモリ又は他のストレージなどのシステム内メモリに記憶され得る。更に、命令は、ネットワークを介して、又は他のコンピュータ可読媒体によって配布され得る。したがって、機械可読媒体としては、機械（例えば、コンピュータ）によって読み出し可能な形態で情報を記憶

50

又は送信するための任意の機構が挙げられ得るが、フロッピーディスク、光ディスク、コンパクトディスク、読み出し専用メモリ（CD-ROM）、並びに磁気光学ディスク、読み出し専用メモリ（ROM）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EPROM）、電氣的消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EEPROM）、磁気若しくは光カード、フラッシュメモリ、又は、電氣的、光學的、音響的、若しくは他の形態の伝播信号（例えば、搬送波、赤外線信号、デジタル信号など）を介してインターネットを介した情報の送信に使用される有形機械可読ストレージに限定されない。したがって、非一時的コンピュータ可読媒体としては、機械（例えば、コンピュータ）によって読み出し可能な形態で電子命令又は情報を記憶又は送信するのに好適な任意のタイプの有形機械可読媒体が挙げられる。

10

【0353】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「制御回路」という用語は、例えば、ハードワイヤード回路、プログラマブル回路（例えば、1つ以上の個々の命令処理コアを含むコンピュータプロセッサ、処理ユニット、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコントローラユニット、コントローラ、デジタル信号プロセッサ（digital signal processor、DSP）、プログラマブル論理装置（programmable logic device、PLD）、プログラマブル論理アレイ（programmable logic array、PLA）、又はフィールドプログラマブルゲートアレイ（field programmable gate array、FPGA）、状態機械回路、プログラマブル回路によって実行される命令を記憶するファームウェア、及びこれらの任意の組み合わせを指すことができる。制御回路は、集合的に又は個別に、例えば、集積回路（IC）、特定用途向け集積回路（ASIC）、システムオンチップ（SoC）、デスクトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、タブレットコンピュータ、サーバ、スマートフォンなどの、より大きなシステムの一部を形成する回路として具現化され得る。したがって、本明細書で使用されるとき、「制御回路」は、少なくとも1つの個別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によって構成された汎用コンピューティング装置（例えば、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成された汎用コンピュータ、又は本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、メモリ装置（例えば、ランダムアクセスメモリの形態）を形成する電気回路及び／又は通信装置（例えばモデム、通信スイッチ、又は光－電気設備）を形成する電気回路を含むが、これらに限定されない。当業者は、本明細書で述べた主題が、アナログ形式若しくはデジタル形式、又はこれらのいくつかの組み合わせで実装されてもよいことを認識するであろう。

20

30

【0354】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「論理」という用語は、前述の動作のいずれかを実施するように構成されたアプリケーション、ソフトウェア、ファームウェア、及び／又は回路を指し得る。ソフトウェアは、非一時的コンピュータ可読記憶媒体上に記録されたソフトウェアパッケージ、コード、命令、命令セット、及び／又はデータとして具現化されてもよい。ファームウェアは、メモリ装置内のコード、命令若しくは命令セット、及び／又はハードコードされた（例えば、不揮発性の）データとして具現化されてもよい。

40

【0355】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「構成要素」、「システム」、「モジュール」などという用語は、ハードウェア、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせ、ソフトウェア、又は実行中のソフトウェアのいずれかであるコンピュータ関連エンティティを指すことができる。

【0356】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「アルゴリズム」とは、所望の結果につな

50

るステップの自己無撞着シーケンスを指し、「ステップ」とは、必ずしも必要ではないが、記憶、転送、組み合わせ、比較、及び別様に操作されることが可能な電気信号又は磁気信号の形態をとることができる物理量及び／又は論理状態の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などと言及することが一般的な扱い方である。これらの及び類似の用語は、適切な物理量と関連付けられてもよく、また単に、これらの量及び／又は状態に適用される便利な標識である。

【0357】

ネットワークとしては、パケット交換ネットワークが挙げられ得る。通信装置は、選択されたパケット交換ネットワーク通信プロトコルを使用して、互いに通信することができる。1つの例示的な通信プロトコルとしては、伝送制御プロトコル／インターネットプロトコル(TCP/IP)を使用して通信を可能にすることができるイーサネット通信プロトコルを挙げることができる。イーサネットプロトコルは、Institute of Electrical and Electronics Engineers(IEEE)によって発行された2008年12月発行の表題「IEEE802.3 Standard」、及び／又は本規格の後のバージョンのイーサネット規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、通信装置は、X.25通信プロトコルを使用して互いに通信することができる。X.25通信プロトコルは、International Telecommunication Union-Telecommunication Standardization Sector(ITU-T)によって公布された規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、通信装置は、フレームリレー通信プロトコルを使用して互いに通信することができる。フレームリレー通信プロトコルは、Consultative Committee for International Telegraph and Telephone(CCITT)及び／又はthe American National Standards Institute(ANSI)によって公布された規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、送受信機は、非同期転送モード(ATM)通信プロトコルを使用して互いに通信することが可能であり得る。ATM通信プロトコルは、ATM Forumによって「ATM-MPLS Network Interworking 2.0」という題で2001年8月に公開されたATM規格及び／又は本規格の後のバージョンに準拠するか、又は互換性があり得る。当然のことながら、異なる及び／又は後に開発されたコネクション型ネットワーク通信プロトコルは、本明細書で等しく企図される。

【0358】

別段の明確な定めがない限り、前述の開示から明らかなように、前述の開示全体を通じて、「処理すること(processing)」、「計算すること(computing)」、「算出すること(calculating)」、「判定すること(determining)」、「表示すること(displaying)」などの用語を使用する考察は、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内で物理(電子的)量として表現されるデータを、コンピュータシステムのメモリ若しくはレジスタ又は他のそのような情報記憶、伝送、若しくは表示装置内で物理量として同様に表現される他のデータへと操作し変換する、コンピュータシステム又は類似の電子計算装置のアクション及び処理を指していることが理解されよう。

【0359】

1つ以上の構成要素が、本明細書中で、「ように構成される(configured to)」、「ように構成可能である(configurable to)」、「動作可能である／ように動作する(operable/operative to)」、「適合される／適合可能である(adapted/adaptable)」、「ことが可能である(able to)」、「準拠可能である／準拠する(conformable/conformed to)」などと言及され得る。当業者は、「ように構成される」は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、アクティブ状態の構成要素及び／又は非アクティブ状態の構成要素及び／又はスタンバイ状態の構成要素を包含し得ることを理解するであろう。

【0360】

10

20

30

40

50

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書では、外科用器具のハンドル部分を操作する臨床医を基準として使用される。「近位」という用語は、臨床医に最も近い部分を指し、「遠位」という用語は、臨床医から離れた位置にある部分を指す。便宜上及び明確性のために、「垂直」、「水平」、「上」、及び「下」などの空間的用語が、本明細書において図面に対して使用され得ることが更に理解されよう。しかしながら、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用されるものであり、これらの用語は限定的及び／又は絶対的であることを意図したものではない。

【0361】

当業者は、一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の特許請求の範囲（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）で使用される用語は、概して「オープンな」用語として意図されるものである（例えば、「含む（including）」という用語は、「～を含むが、それらに限定されない（including but not limited to）」と解釈されるべきであり、「有する（having）」という用語は「～を少なくとも有する（having at least）」と解釈されるべきであり、「含む（includes）」という用語は「～を含むが、それらに限定されない（includes but is not limited to）」と解釈されるべきであるなど）ことを理解するであろう。更に、導入された請求項記載（introduced claim recitation）において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該請求項中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、後続の添付の特許請求の範囲は、「少なくとも1つの（at least one）」及び「1つ又は2つ以上の（one or more）」という導入句を、請求項記載を導入するために含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「an」という不定冠詞によって請求項記載を導入した場合に、たとえ同一の請求項内に「1つ又は2つ以上の」又は「少なくとも1つの」といった導入句及び「a」又は「an」という不定冠詞が含まれる場合であっても、かかる導入された請求項記載を含むいかなる特定の請求項も、かかる記載事項を1つのみ含む請求項に限定されると示唆されるものと解釈されるべきではない（例えば、「a」及び／又は「an」は通常、「少なくとも1つの」又は「1つ又は2つ以上の」を意味するものと解釈されるべきである）。定冠詞を使用して請求項記載を導入する場合にも、同様のことが当てはまる。

【0362】

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

【0363】

10

20

30

40

50

添付の特許請求の範囲に関して、当業者は、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施され得ることを理解するであろう。また、様々な動作のフロー図がシーケンスで示されているが、様々な動作は、示されたもの以外の順序で実施されてもよく、又は同時に実施されてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、重複、交互配置、割り込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆又は他の異なる順序付けを含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、又は他の過去時制の形容詞は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

【0364】

「一態様」、「態様」、「例示」、「一例示」などへの任意の参照は、その態様に関連して記載される特定の機構、構造又は特性が少なくとも1つの態様に含まれると意味することは特記に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる語句「一態様では」、「態様では」、「例示では」及び「一例示では」は、必ずしも全てが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ以上の態様において任意の好適な様態で組み合わせることができる。

【0365】

本明細書で参照され、かつ／又は任意の出願データシートに列挙される任意の特許出願、特許、非特許刊行物、又は他の開示資料は、組み込まれる資料が本明細書と矛盾しない範囲で、参照により本明細書に組み込まれる。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれると言及されているが、現行の定義、見解、又は本明細書に記載される他の開示内容と矛盾する任意の内容、又はそれらの部分は、組み込まれた内容と現行の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ、組み込まれるものとする。

【0366】

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

【0367】

〔実施の態様〕

(1) 組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、

超音波トランスデューサに連結されるように構成された超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが、超音波エネルギーを前記組織に伝達するように構成されている、超音波ブレードと、

クランプアームパッドを備えるクランプアームであって、前記クランプアームパッドが、

導電性材料、及び

非導電性材料、を備える、クランプアームと、を備え、

前記クランプアームパッドが、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、前記電極が、前記組織を通して前記高周波エネルギー回路のリターン電極に高周波エネルギーを伝達するように構成されており、前記非導電性材料が、前記クランプアームパッドが前記エンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に前記導電性材料と前記超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている、エンドエ

10

20

30

40

50

フェクタ。

(2) 前記クランプアームパッドが、前記非導電性材料と前記導電性材料との間に配置された中間層を更に含む、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(3) 前記中間層が、前記導電性材料に前記非導電性材料を接合するように構成された接着剤である、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

(4) 前記中間層が、ペルフルオロアルコキシアルカンを含む、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

(5) 前記中間層が、 $25.4\text{ }\mu\text{m}$ (0.001インチ) 以上及び $127\text{ }\mu\text{m}$ (0.005インチ) 以下の厚さを含む、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

【0368】

(6) 前記超音波ブレードが、前記高周波エネルギー回路の前記リターン電極として構成されている、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(7) 前記非導電性材料及び前記導電性材料が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(8) 前記導電性材料が、導電性繊維を更に含む、実施態様7に記載のエンドエフェクタ。

(9) 前記導電性繊維が、炭素、ステンレス鋼、及び銀のうちの少なくとも1種、又はこれらの組み合わせを含む、実施態様8に記載のエンドエフェクタ。

(10) 前記導電性材料が、前記非導電性材料の上面の一部の周囲に配置されている、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

【0369】

(11) 前記導電性材料が、前記導電性材料の所望の劣化に関連する所定のパターンを含む、実施態様10に記載のエンドエフェクタ。

(12) 前記所定のパターンが蛇行している、実施態様11に記載のエンドエフェクタ。

(13) 前記所定のパターンが、前記クランプアームパッドの周辺周囲に構成されている、実施態様10に記載のエンドエフェクタ。

(14) 超音波ブレードと共に組織を把持するように構成されたクランプアームであって、前記クランプアームがクランプアームパッドを備え、前記クランプアームパッドが、チャンネルを画定する導電層、及び

非導電層、を備え、前記非導電層が前記導電層に隣接して位置付けられ、それによって、前記非導電層の少なくとも一部分が前記チャンネルを通して位置付けられ、前記クランプアームパッドが、高周波エネルギー回路の電極として構成されており、前記非導電性材料が、前記導電性材料と前記超音波ブレードとの間の電氣的短絡の可能性を低減するように構成されている、クランプアーム。

(15) 前記クランプアームパッドが、前記非導電層と前記導電層との間に配置された中間層を更に含む、実施態様14に記載のクランプアーム。

【0370】

(16) 前記中間層が、前記導電層に前記非導電層を接合するように構成された接着剤である、実施態様15に記載のクランプアーム。

(17) 前記非導電層及び前記導電層が、ポリテトラフルオロエチレンを含む、実施態様14に記載のクランプアーム。

(18) 前記導電層が、前記ポリテトラフルオロエチレン全体にドーブされた導電性繊維を更に含む、実施態様17に記載のクランプアーム。

(19) 組織を把持するように構成されたエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、

超音波ブレードと、

クランプアームパッドを備えるクランプアームであって、前記クランプアームパッドが

導電性材料、及び

非導電性材料、を備える、クランプアームと、を備え、

10

20

30

40

50

前記非導電性材料が、前記クランプアームパッドが前記エンドエフェクタの使用可能寿命全体にわたって劣化する際に、前記導電性材料が前記超音波ブレードから所定の距離だけ離れて位置付けられるのを防止するように構成されている、エンドエフェクタ。

(20) 前記クランプアームパッドが、前記非導電性材料層と前記導電性材料層との間に配置された接着剤層を更に含み、前記接着剤層が、前記非導電性材料を前記導電性材料に接合するように構成されている、実施態様19に記載のエンドエフェクタ。

【図面】

【図1】

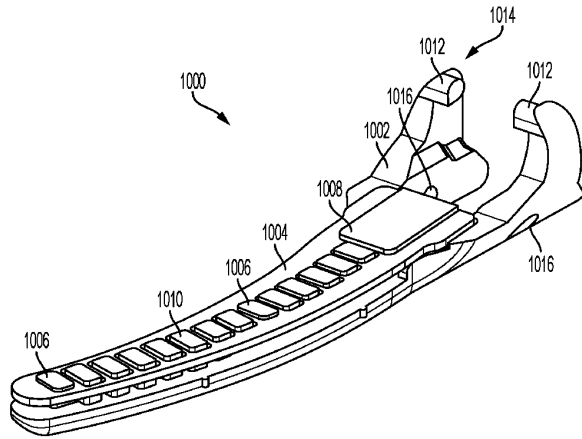


FIG. 1

【図2】

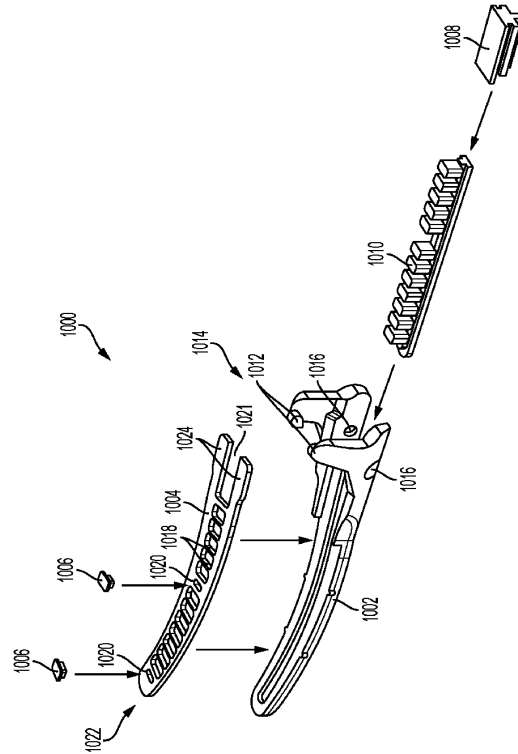


FIG. 2

10

20

30

40

50

【 図 3 】

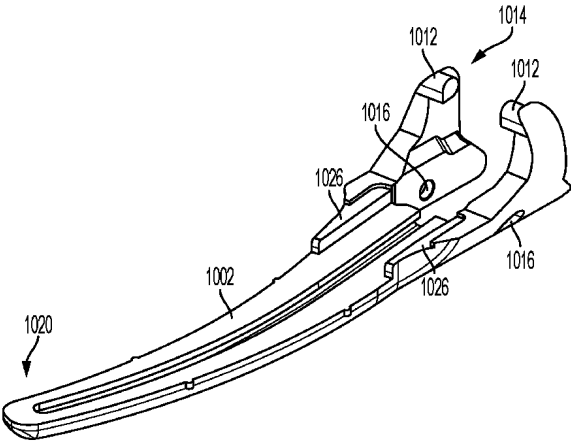


FIG. 3

【 図 4 】

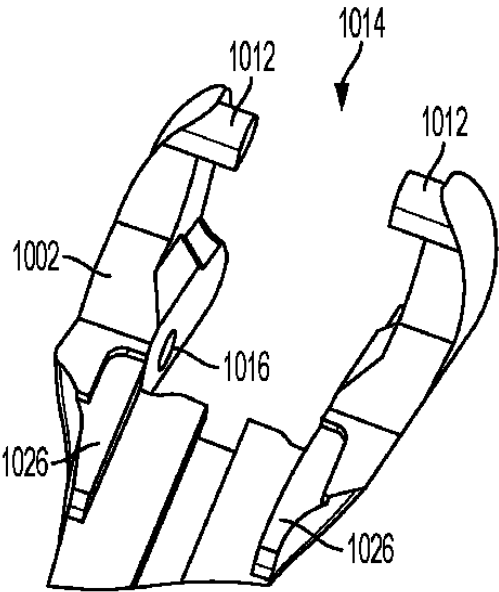


FIG. 4
3/87

【 図 5 】

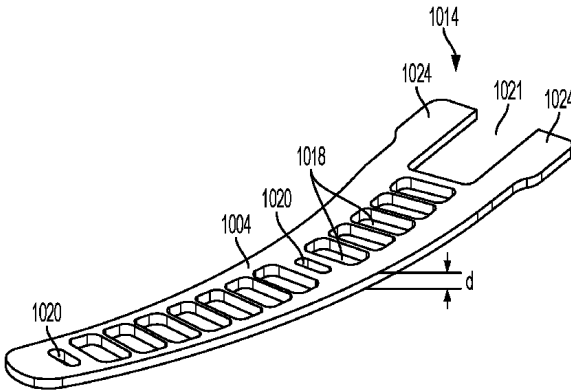


FIG. 5

【 図 6 】

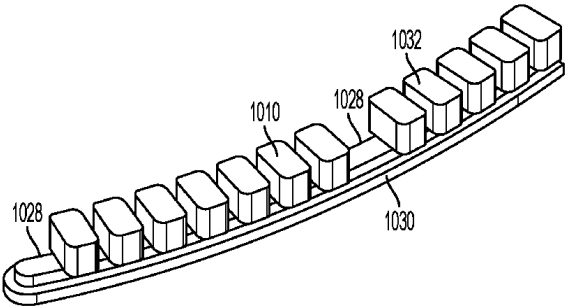


FIG. 6

10

20

30

40

50

【 図 7 】

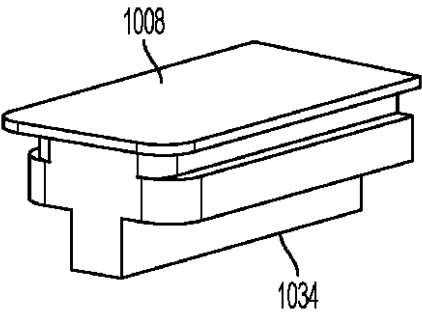


FIG. 7

【 図 8 】

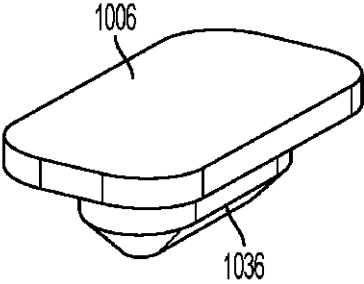


FIG. 8

【 図 9 】

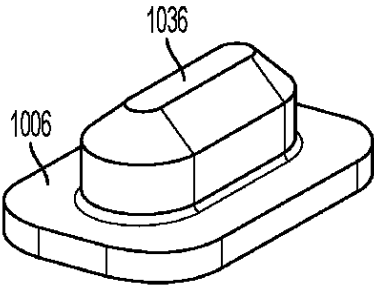


FIG. 9

【 図 1 0 】

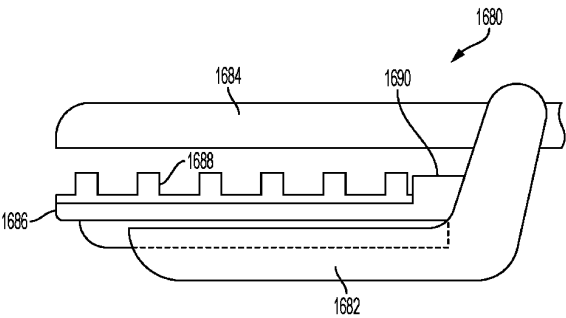


FIG. 10

10

20

30

40

50

【図 1 1】

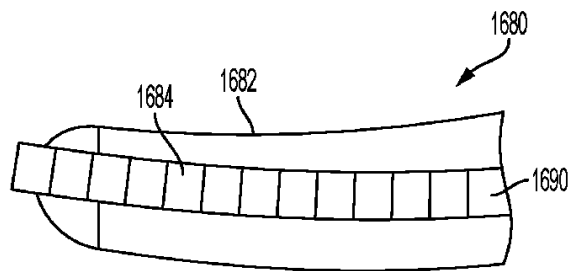
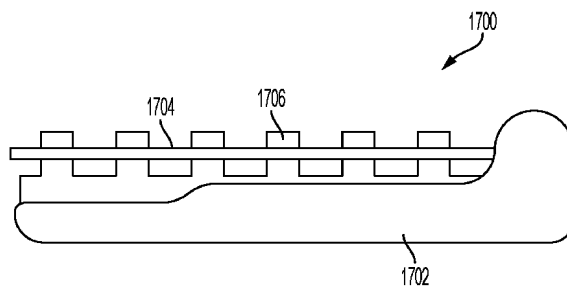


FIG. 11

【図 1 2】

FIG. 12
6/87

10

【図 1 3】

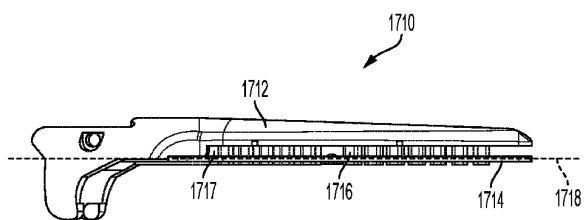


FIG. 13

【図 1 4】

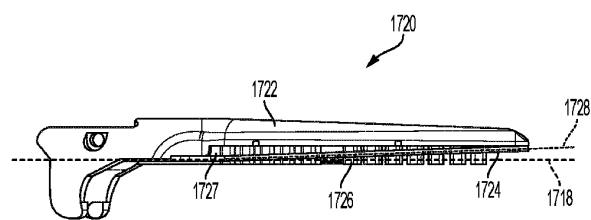


FIG. 14

20

【図 1 5】

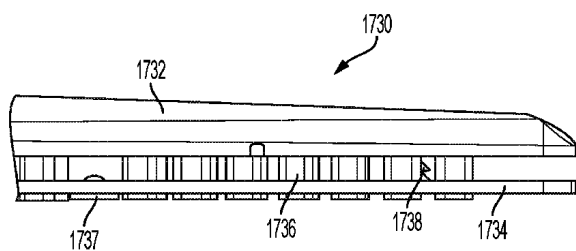


FIG. 15

【図 1 6】

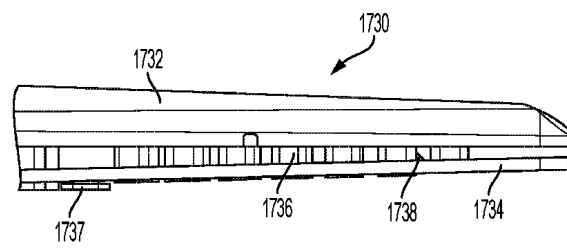


FIG. 16

30

40

50

【図 17】

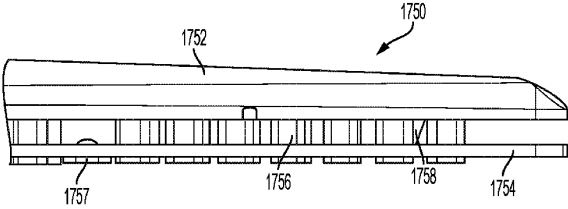


FIG. 17

【図 18】

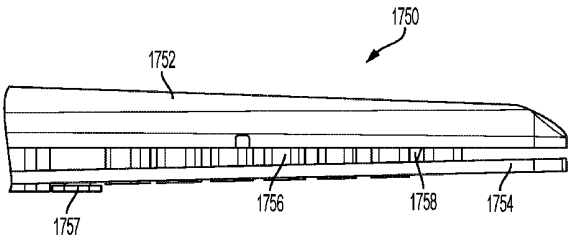


FIG. 18

10

【図 19】

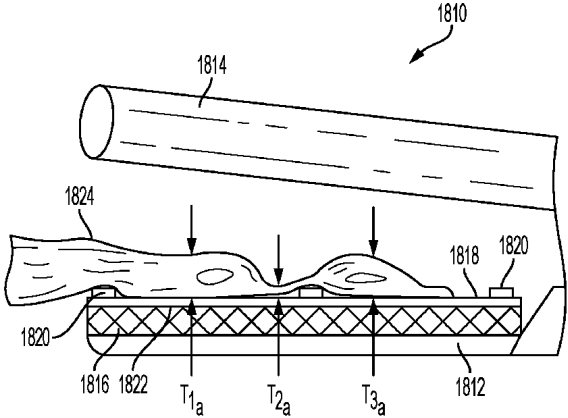


FIG. 19

【図 20】

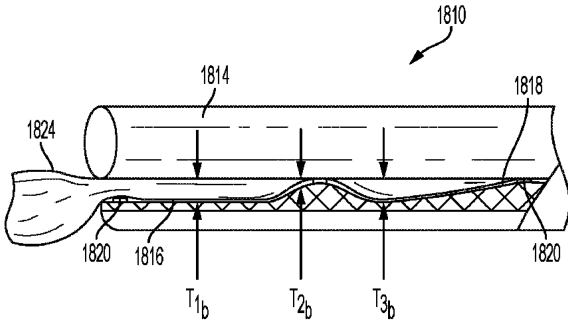


FIG. 20

20

30

40

50

【図 2 1】

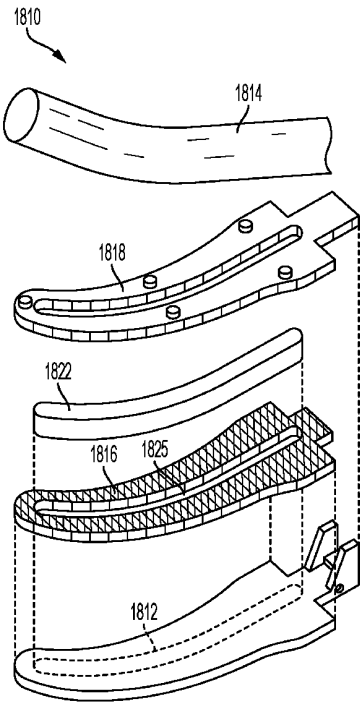


FIG. 21

【図 2 2】

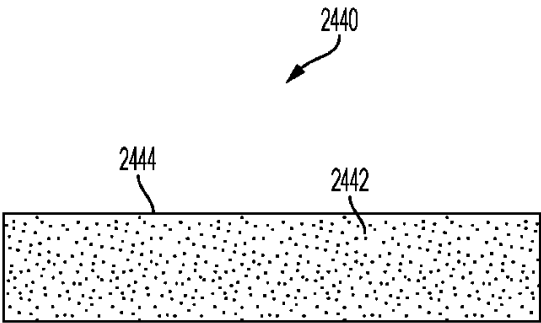


FIG. 22

【図 2 3】

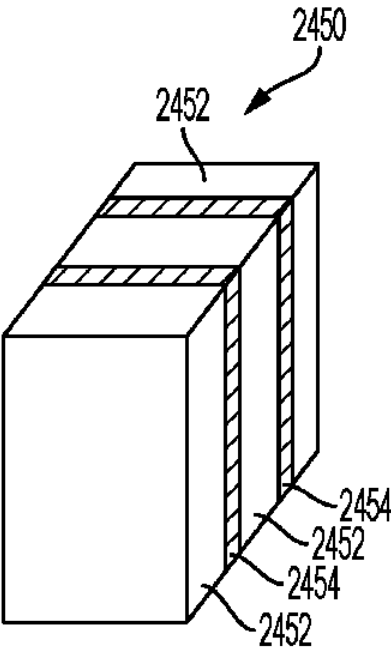


FIG. 23

【図 2 4】

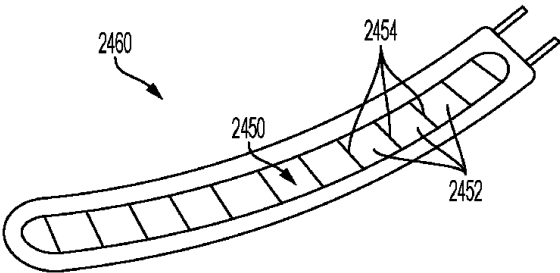


FIG. 24

10

20

30

40

50

【図 2 5】

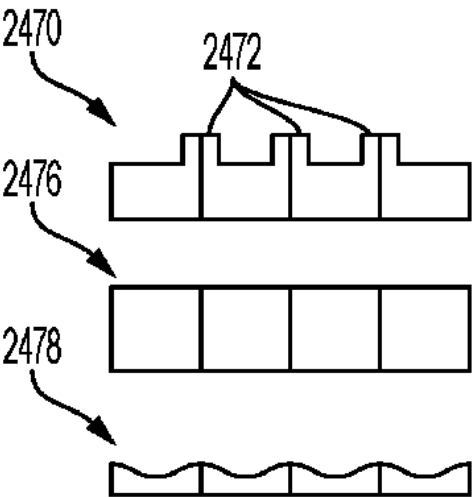


FIG. 25

【図 2 6】

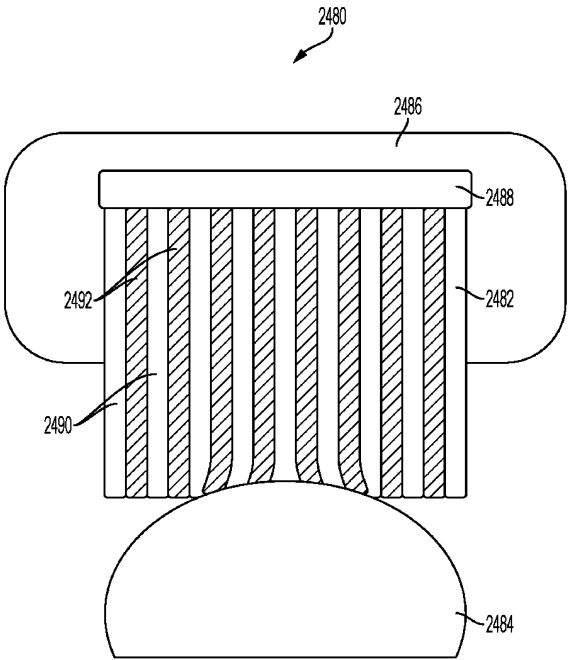


FIG. 26

【図 2 7】

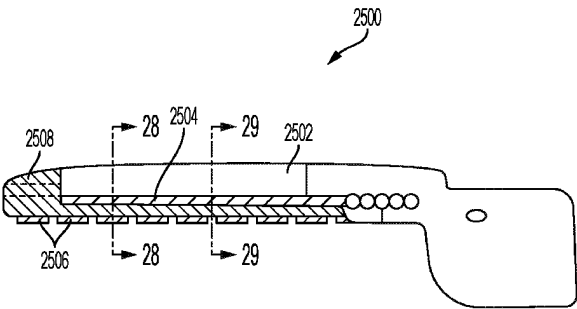
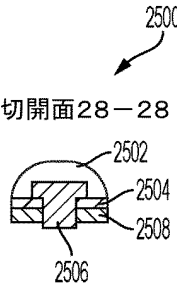


FIG. 27

【図 2 8】



切開面28-28

10

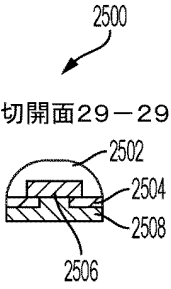
20

30

40

50

【図 2 9】



【図 3 0】

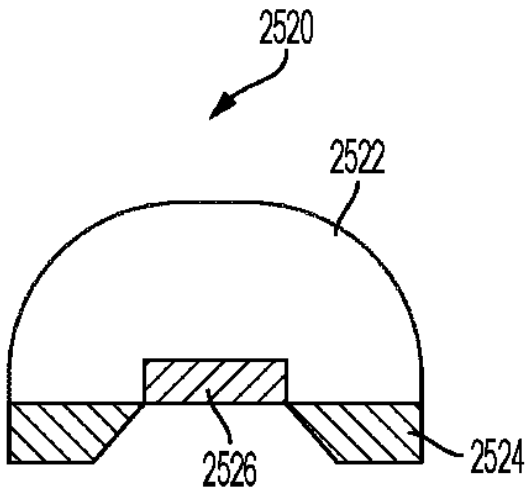


FIG. 30

【図 3 1】

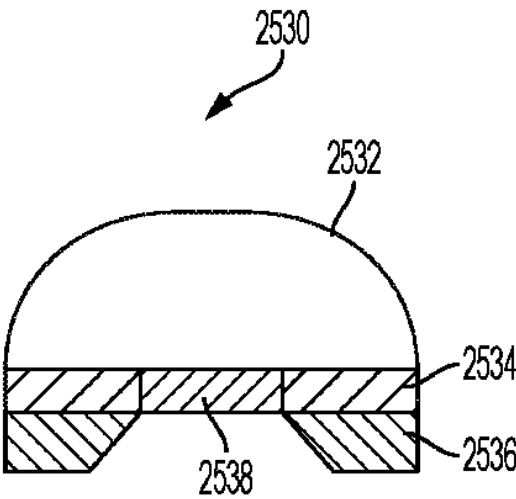


FIG. 31

【図 3 2】

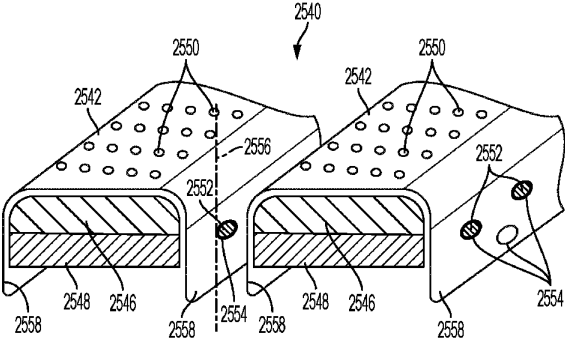


FIG. 32

10

20

30

40

50

【図 3 3】

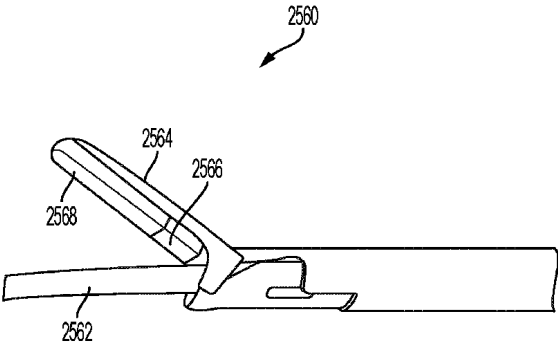


FIG. 33

【図 3 4】

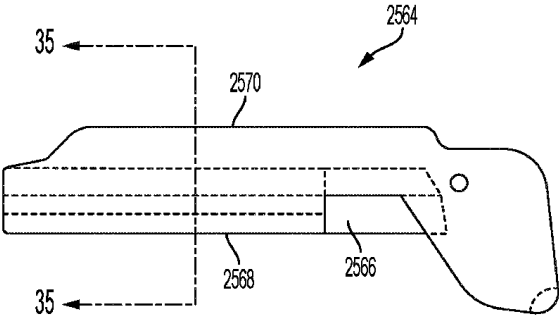
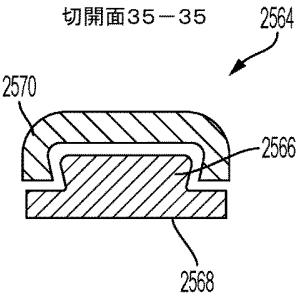


FIG. 34

【図 3 5】

切開面35-35



【図 3 6】

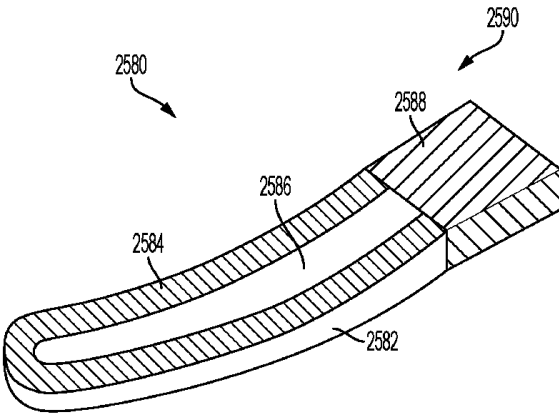


FIG. 36

10

20

30

40

50

【図 3 7】

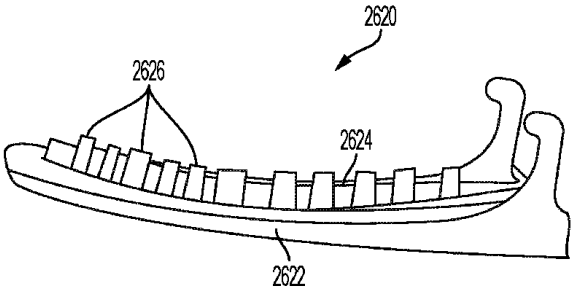


FIG. 37

【図 3 8】

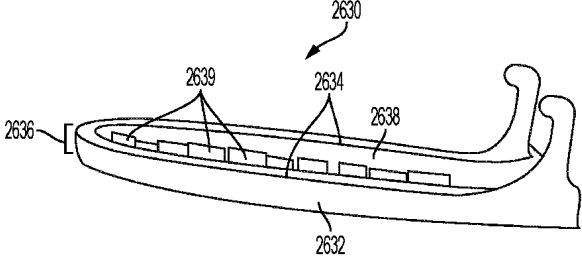


FIG. 38

【図 3 9】

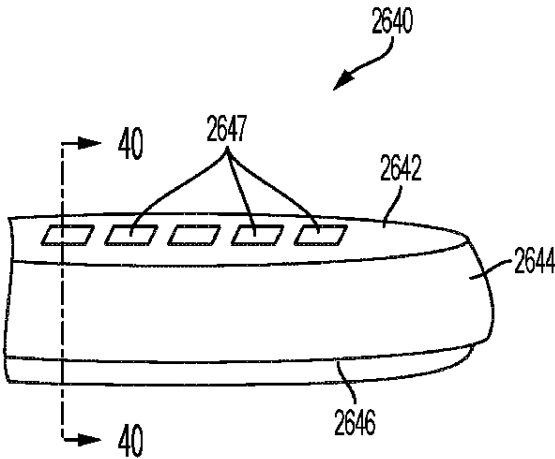


FIG. 39

【図 4 0】

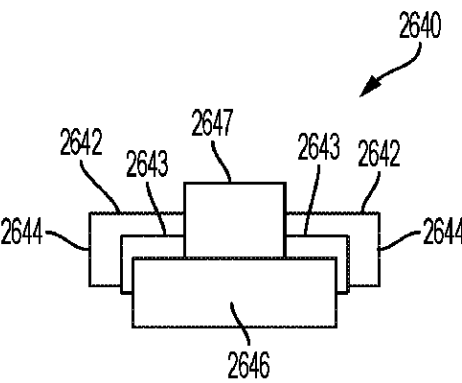


FIG. 40

10

20

30

40

50

【 図 4 1 】

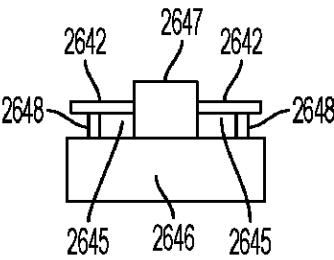


FIG. 41

【 図 4 2 】

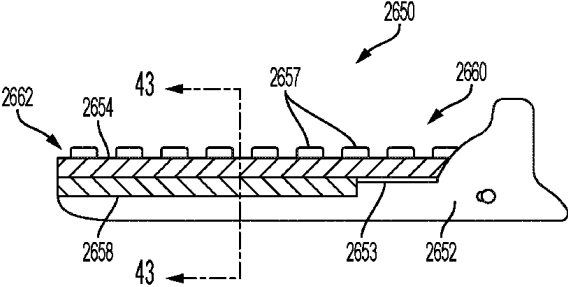
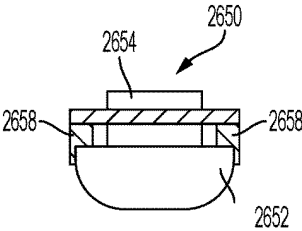


FIG. 42

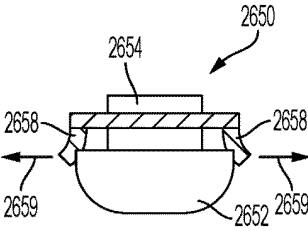
10

【 図 4 3 】



切開面43-43: 非偏向

【 図 4 4 】



切開面43-43: 偏向

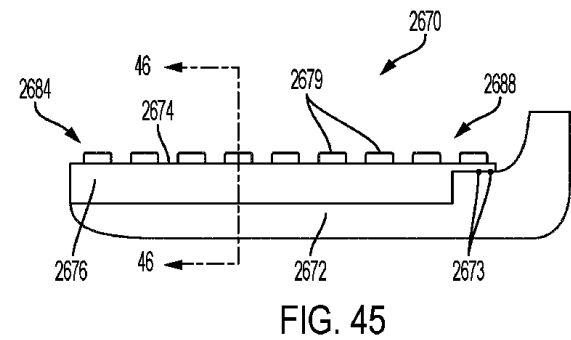
20

30

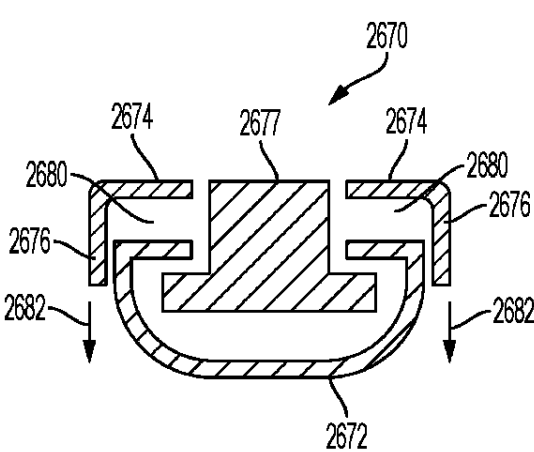
40

50

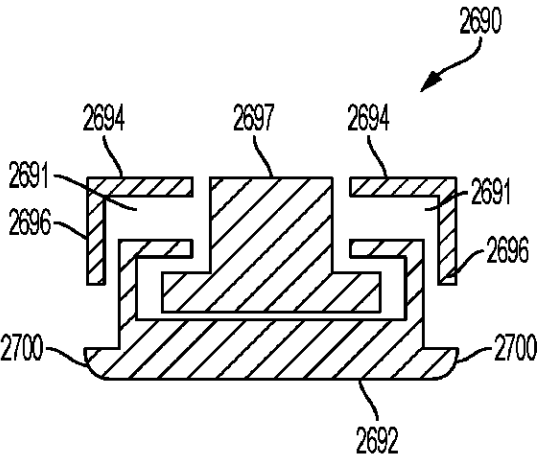
【 図 4 5 】



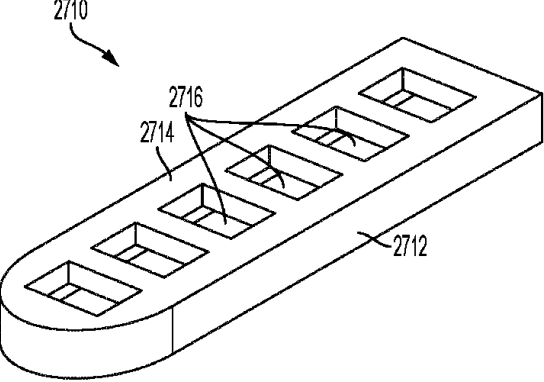
【 図 4 6 】



【 図 4 7 】



【 図 4 8 】



10

20

30

40

50

【図 49】

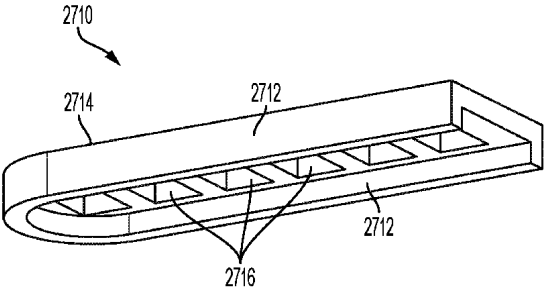


FIG. 49

【図 50】

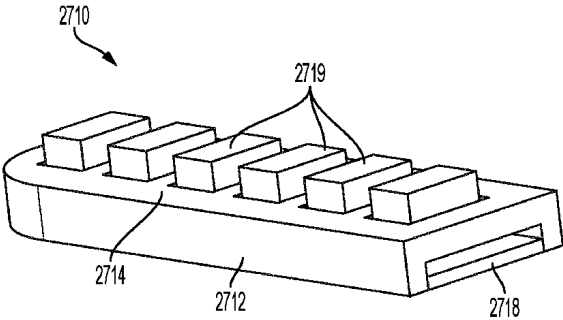


FIG. 50

【図 51】

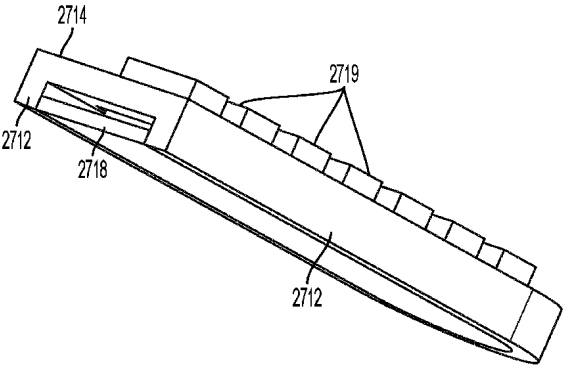


FIG. 51

【図 52】

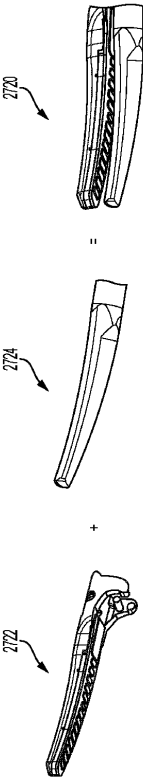


FIG. 52

10

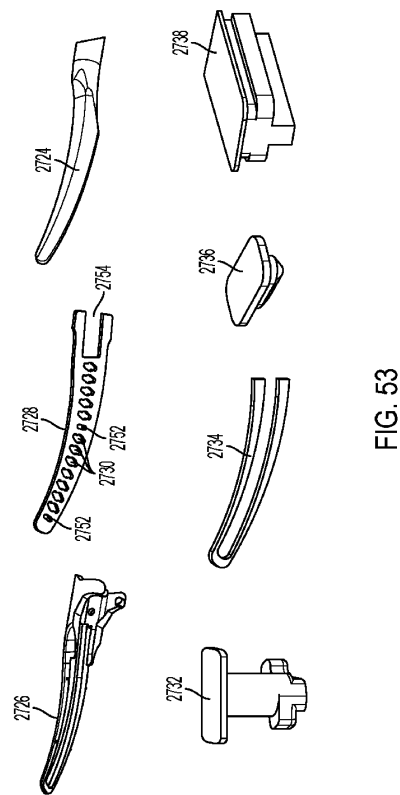
20

30

40

50

【図 5 3】



【図 5 4】

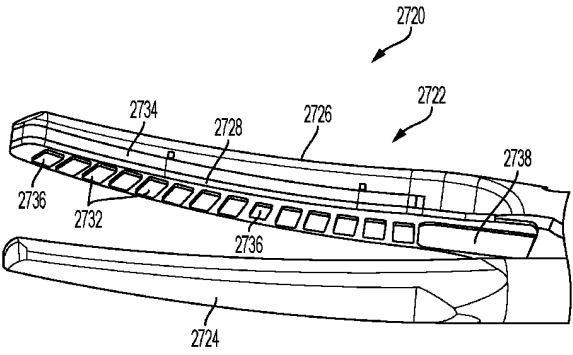


FIG. 54

【図 5 5】

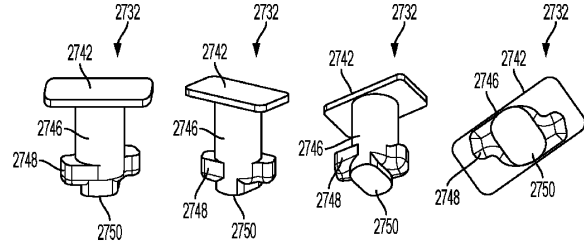
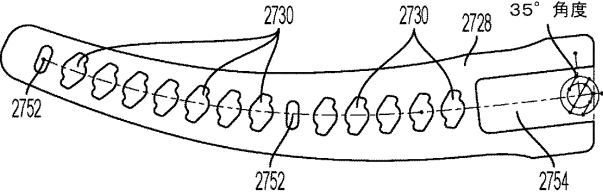


FIG. 55

【図 5 6】



10

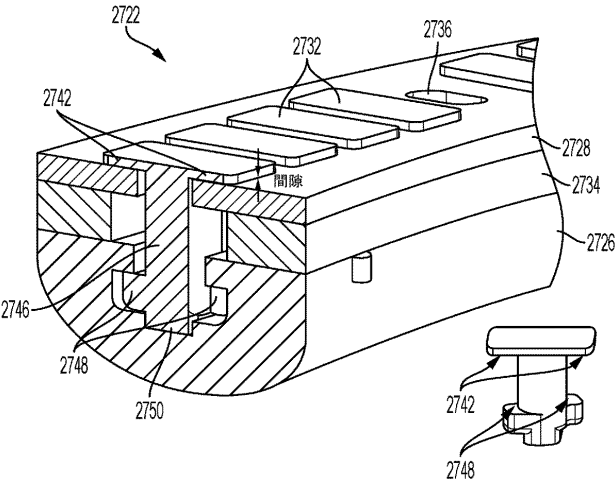
20

30

40

50

【図 57】



【図 58】

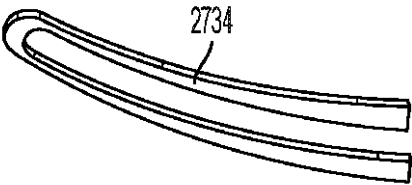


FIG. 58

10

【図 59】

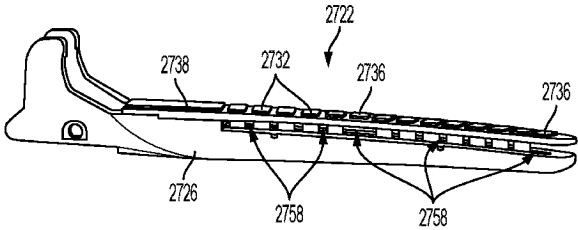


FIG. 59

【図 60】

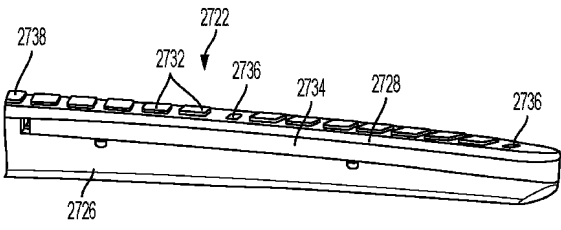


FIG. 60

20

30

40

50

【図 6 1】

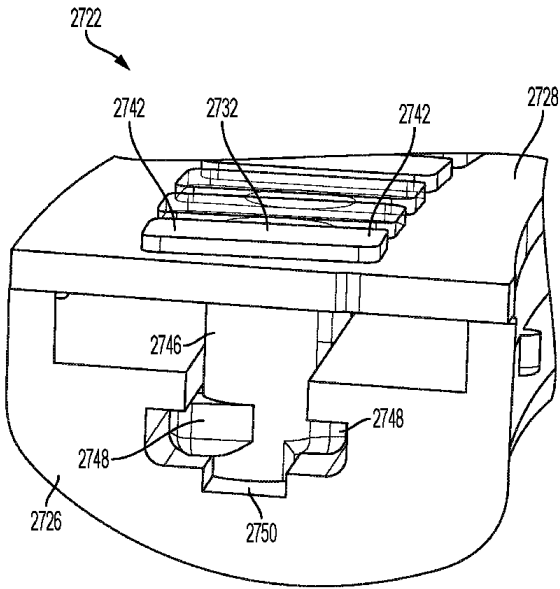


FIG. 61

【図 6 2】

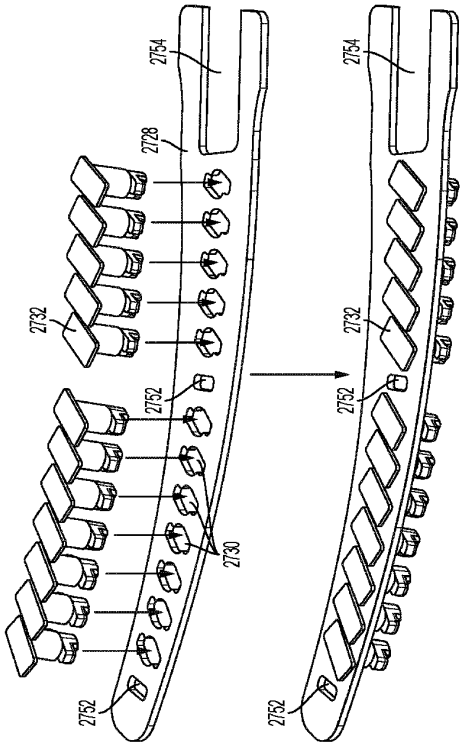


FIG. 62

【図 6 3】

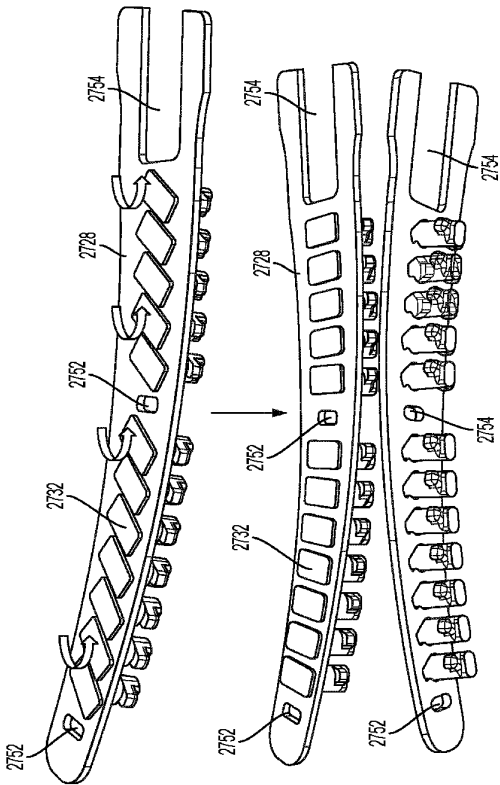
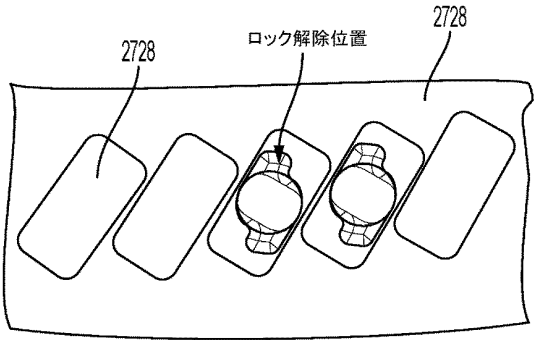


FIG. 63

【図 6 4】



10

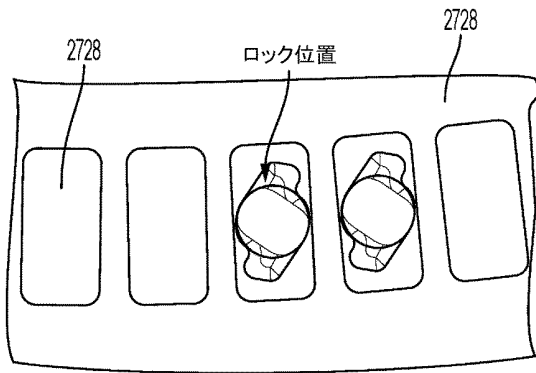
20

30

40

50

【図 6 5】



【図 6 6】

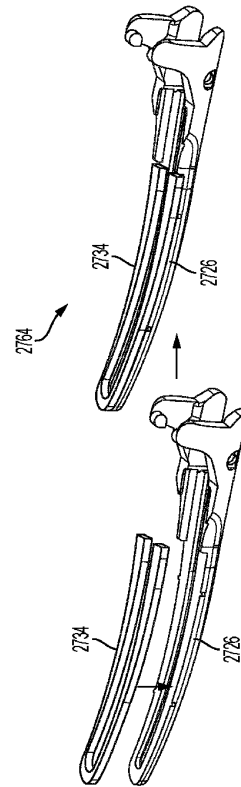


FIG. 66

10

20

【図 6 7】

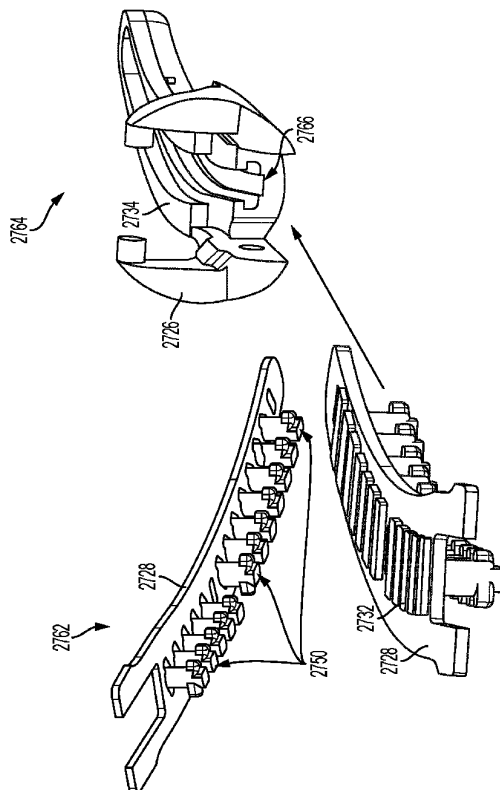
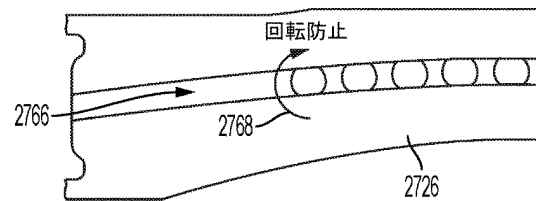


FIG. 67

【図 6 8】



30

40

50

【図 69】

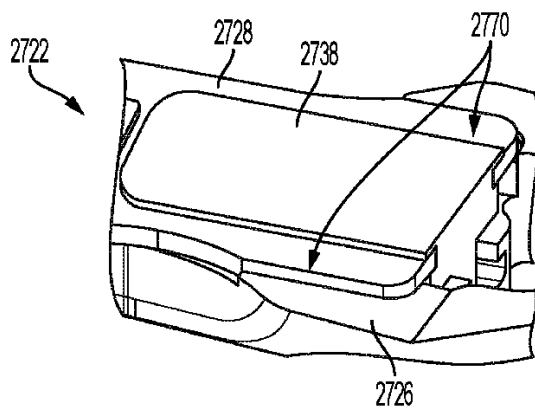


FIG. 69

【図 70】

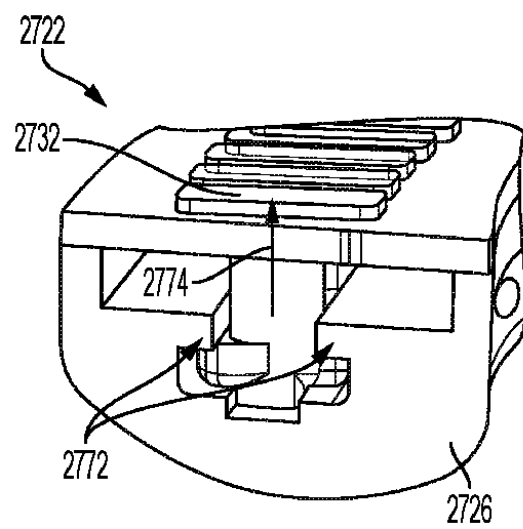


FIG. 70
38/87

【図 71】

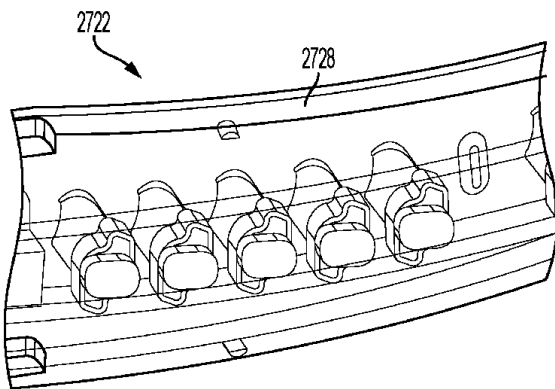


FIG. 71

【図 72】

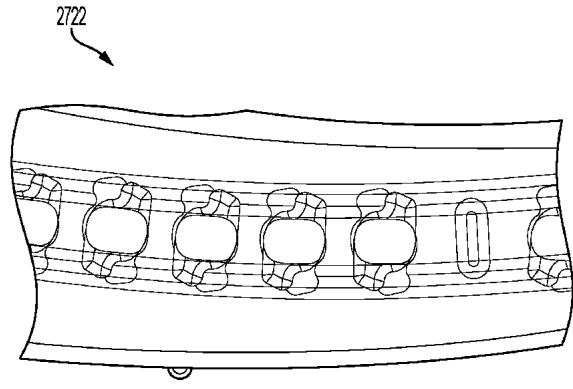


FIG. 72

10

20

30

40

50

【図 7 3】

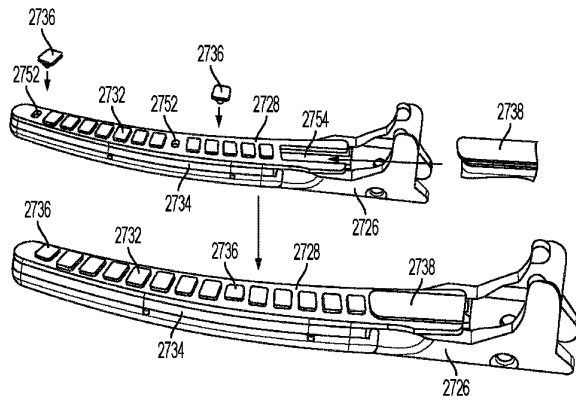


FIG. 73

【図 7 4】

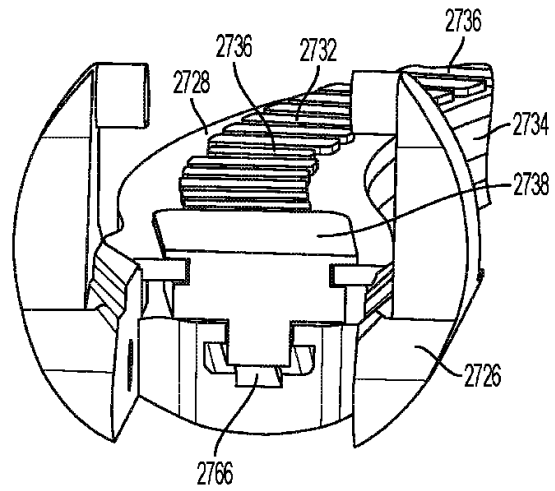


FIG. 74

40/87

【図 7 5】

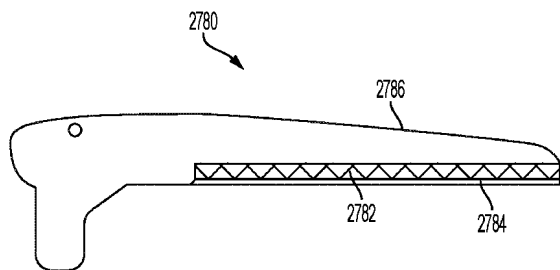


FIG. 75

【図 7 6】

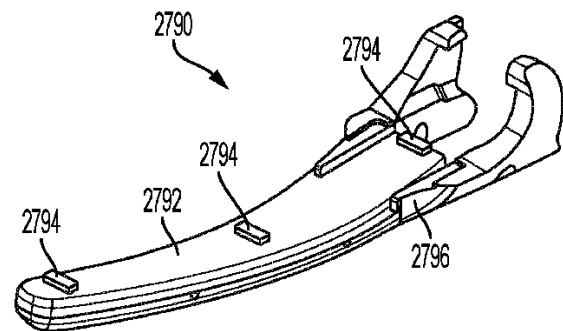


FIG. 76

10

20

30

40

50

【図 77】

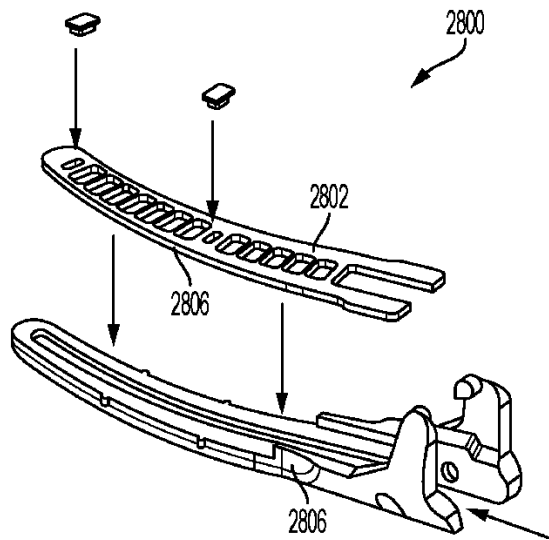


FIG. 77

【図 78】

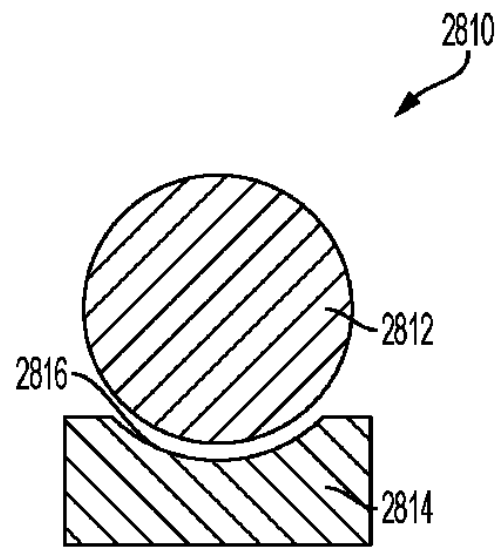


FIG. 78

【図 79】

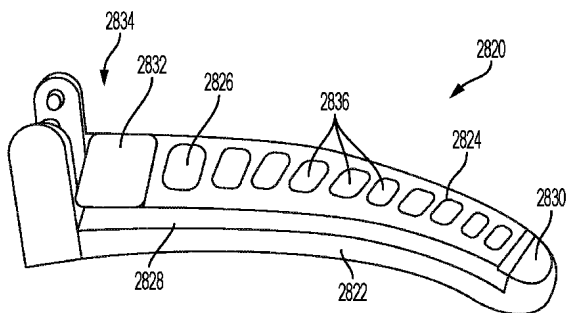


FIG. 79

【図 80】

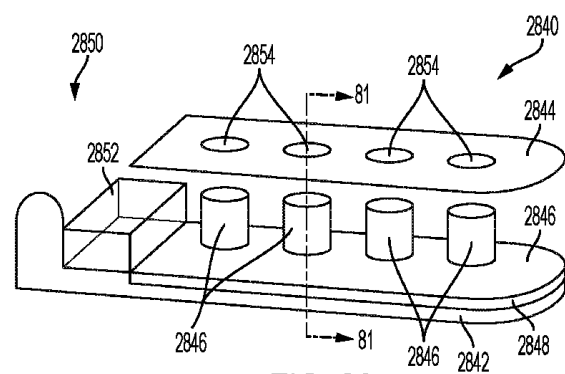


FIG. 80

10

20

30

40

50

【図 8 1】

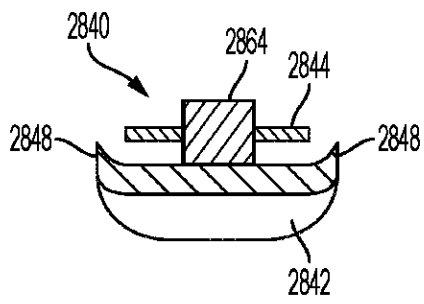


FIG. 81

【図 8 2】

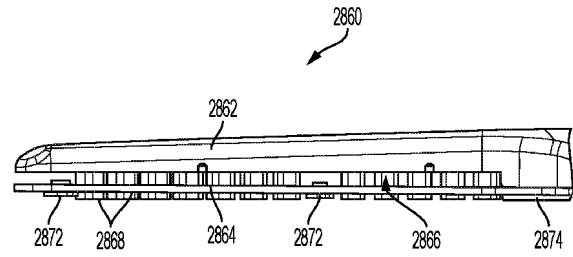


FIG. 82

10

【図 8 3】

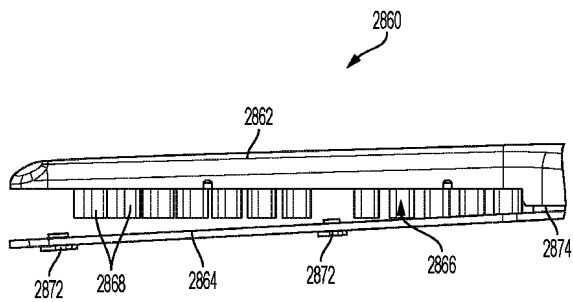


FIG. 83

【図 8 4】

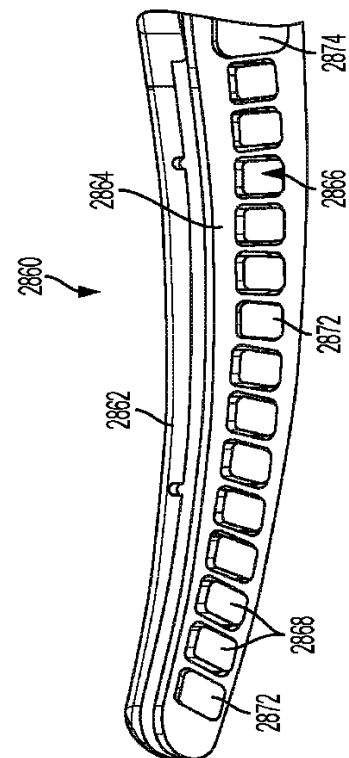


FIG. 84

20

30

40

50

【図 8 5】

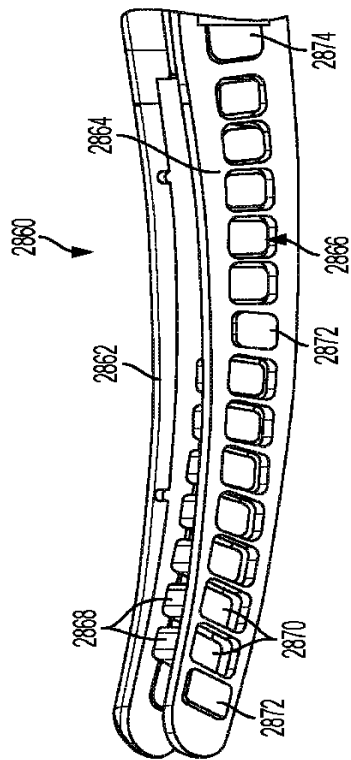
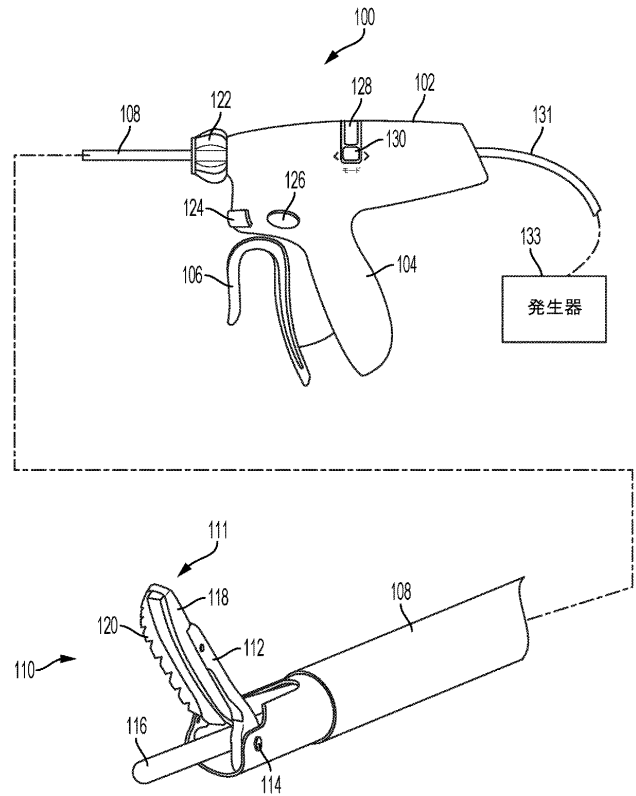


FIG. 85

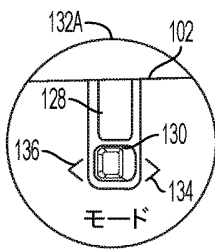
【図 8 6】



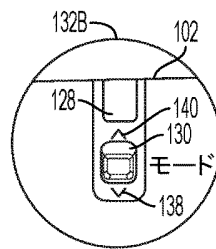
10

20

【図 8 7 A】



【図 8 7 B】

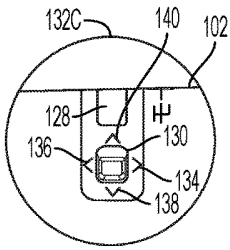


30

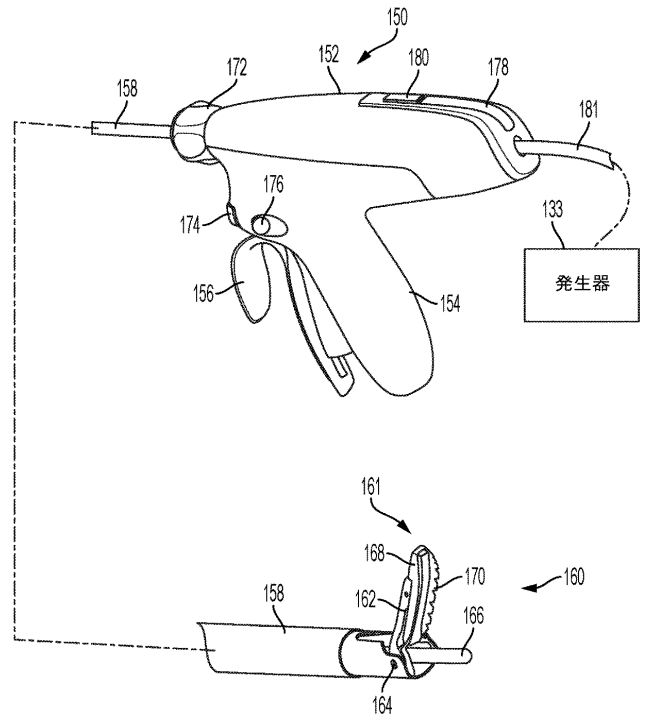
40

50

【図 87 C】



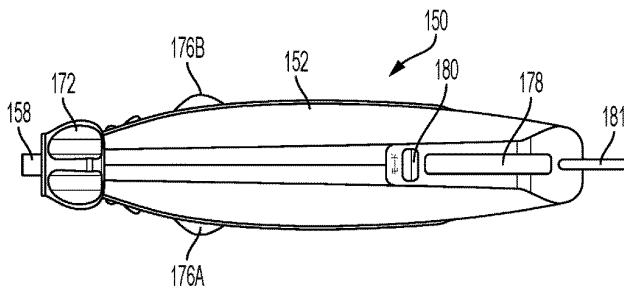
【図 88】



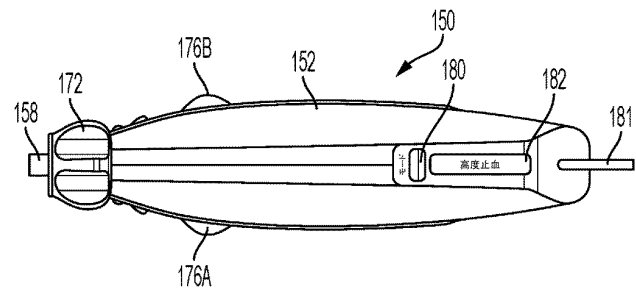
10

20

【図 89 A】



【図 89 B】

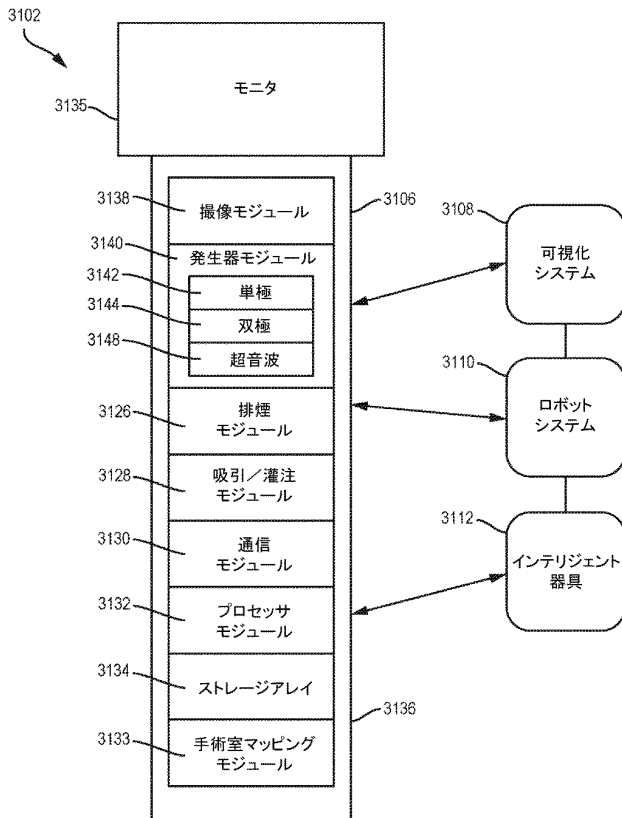


30

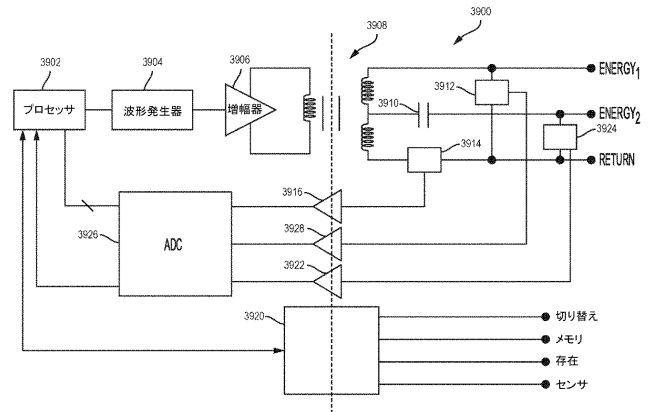
40

50

【図 9 2】



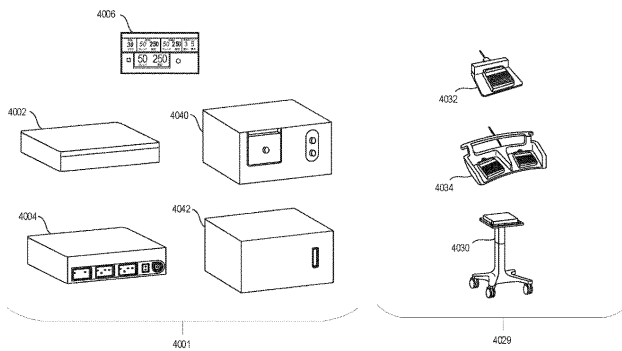
【図 9 3】



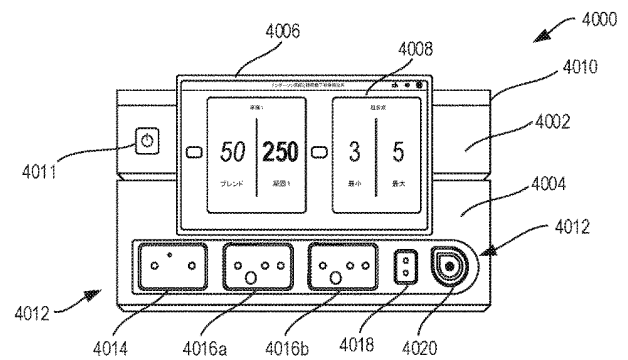
10

20

【図 9 4】



【図 9 5 A】

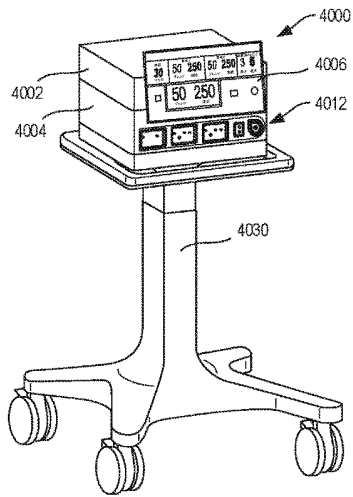


30

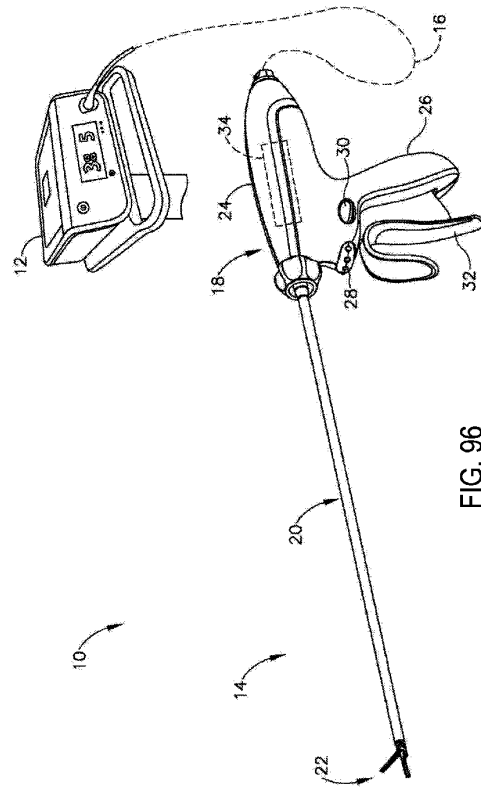
40

50

【図 95 B】



【図 96】



10

20

【図 97】

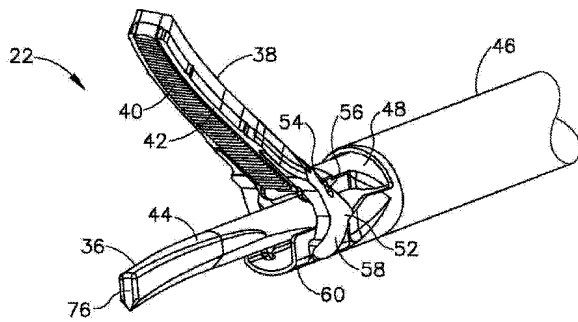


FIG. 97

【図 98】

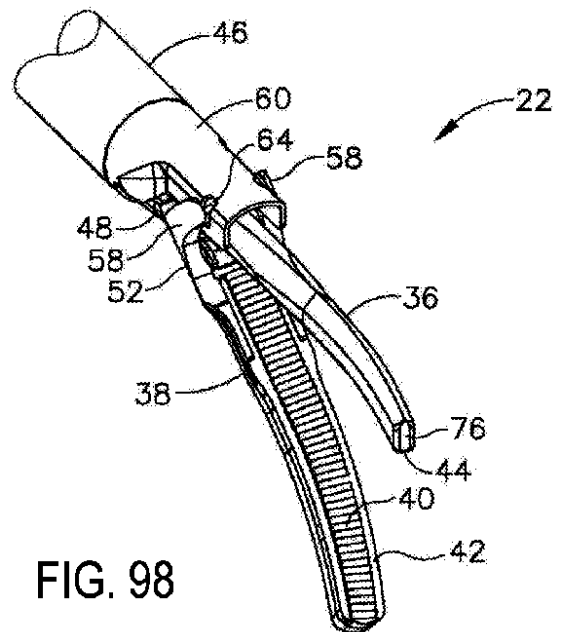


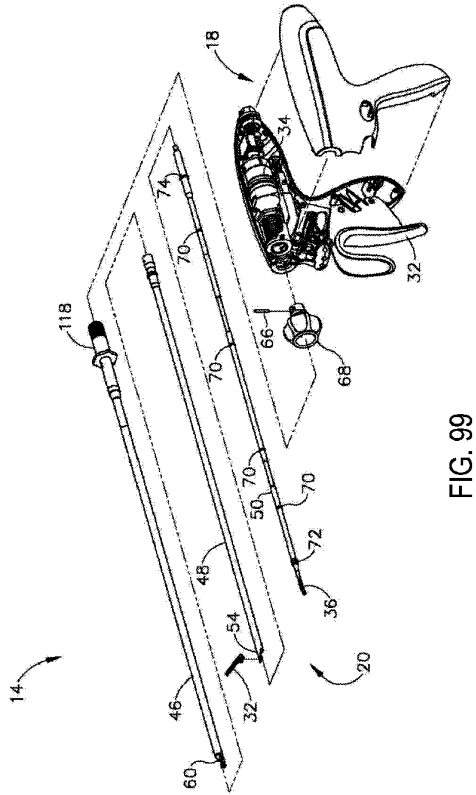
FIG. 98

30

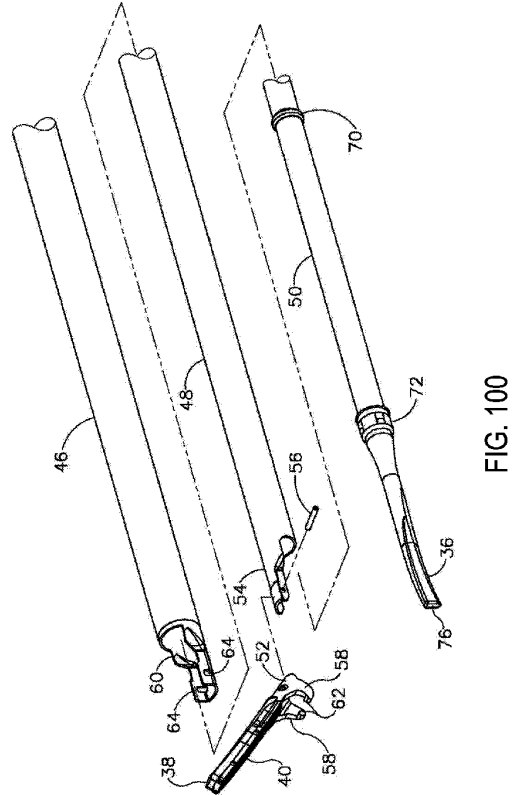
40

50

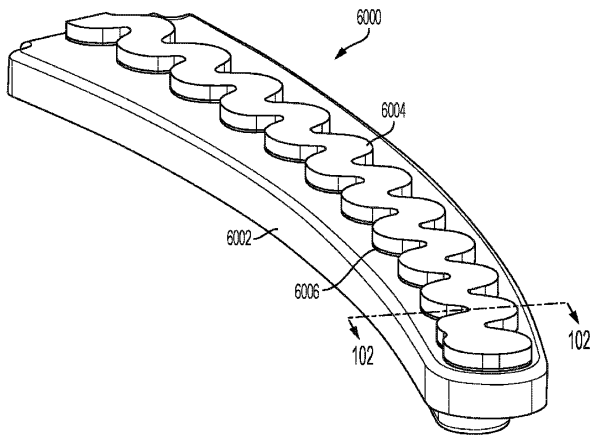
【図 99】



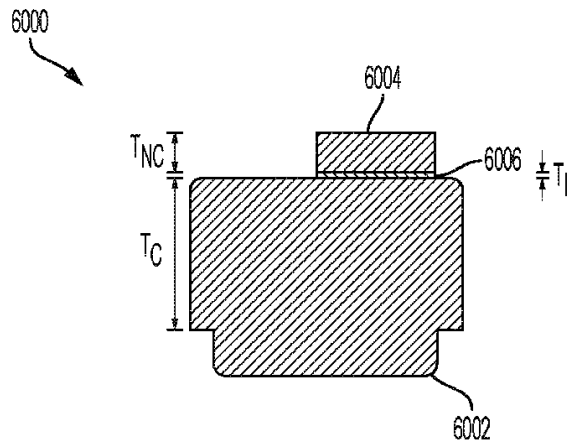
【図 100】



【図 101】



【図 102】



10

20

30

40

50

【図 103A】

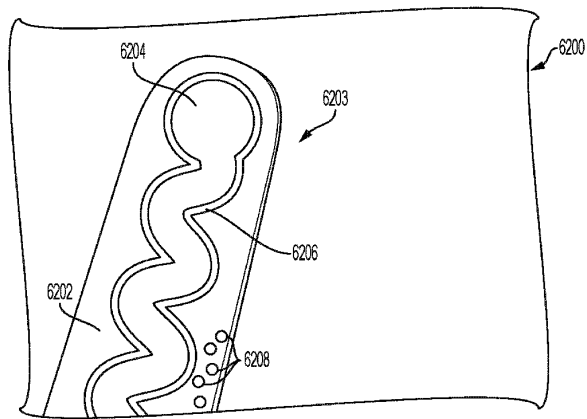


FIG. 103A

【図 103B】

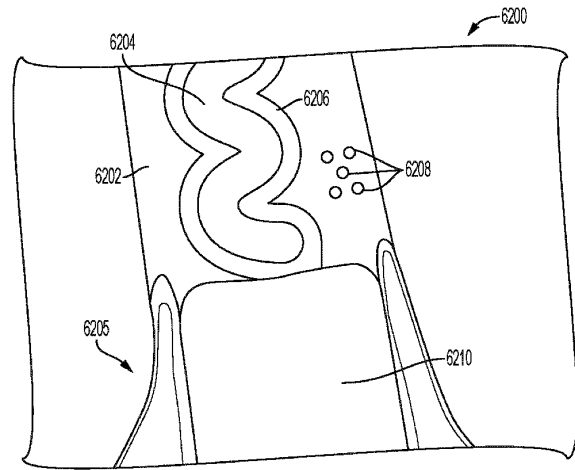


FIG. 103B

【図 104】

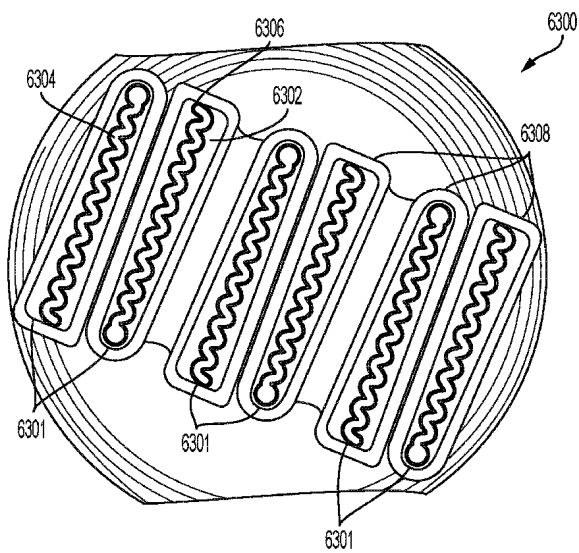


FIG. 104

【図 105】

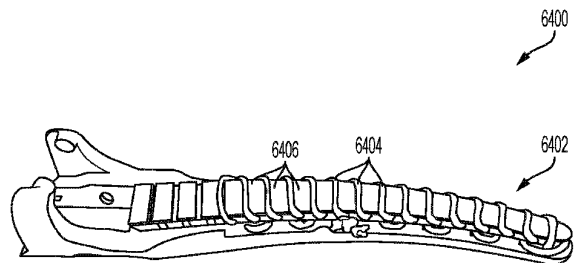


FIG. 105

10

20

30

40

50

【図 106 A】

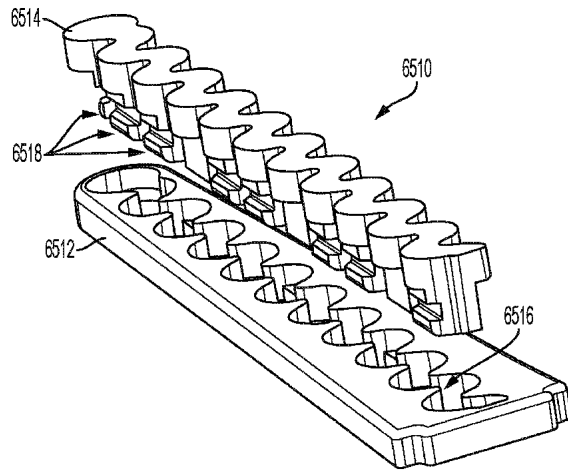


FIG. 106A

【図 106 B】

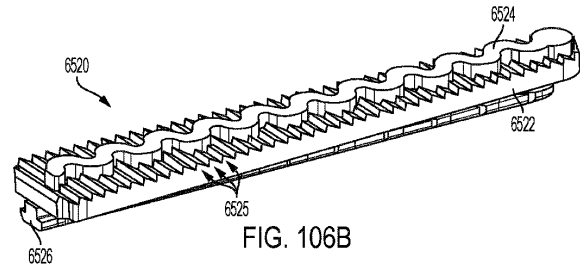


FIG. 106B

10

【図 106 C】

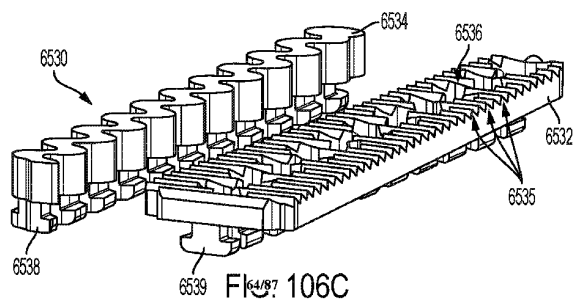


FIG. 106C

【図 107 A】

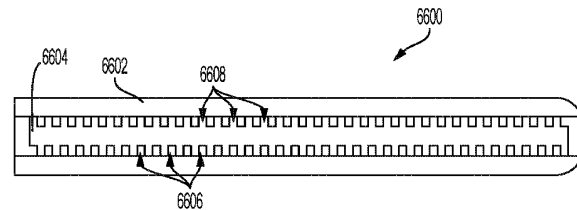


FIG. 107A

20

30

40

50

【図 107 B】

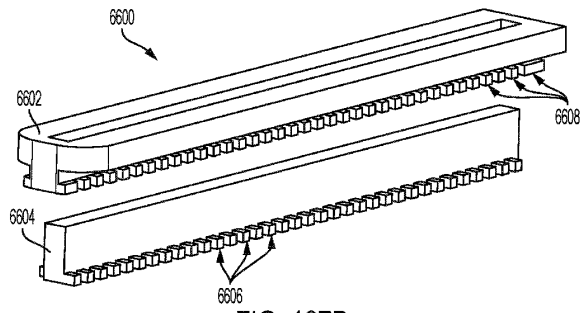


FIG. 107B

【図 108 A】

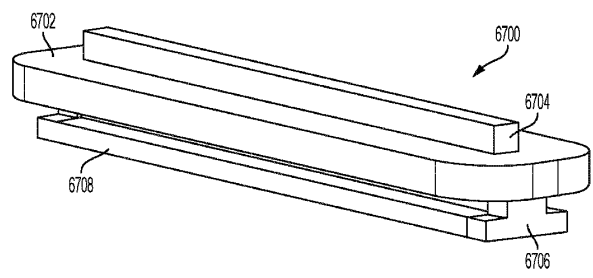


FIG. 108A

10

【図 108 B】

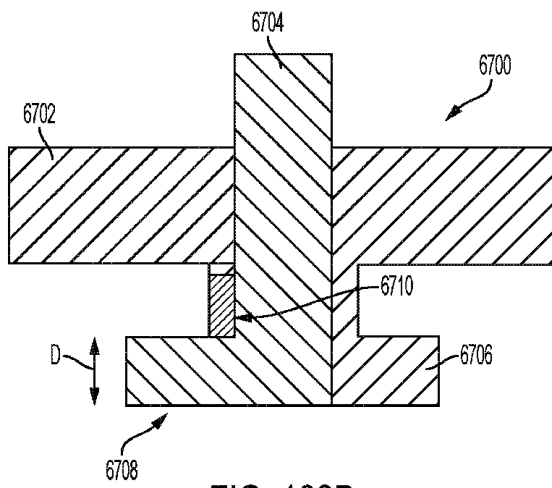


FIG. 108B

【図 109】

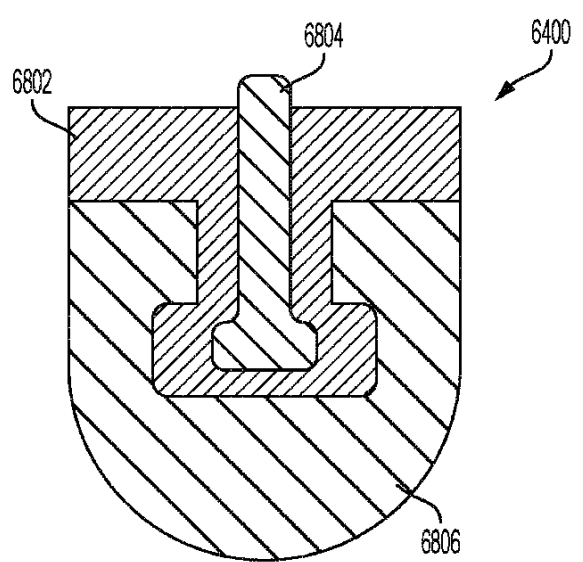


FIG. 109

20

30

40

50

【図 110 A】

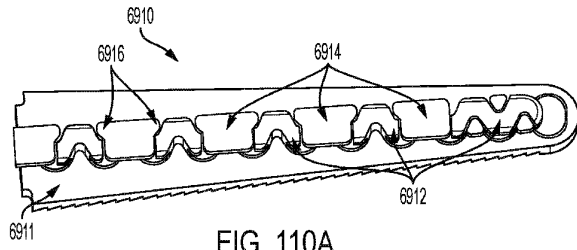


FIG. 110A

【図 110 B】

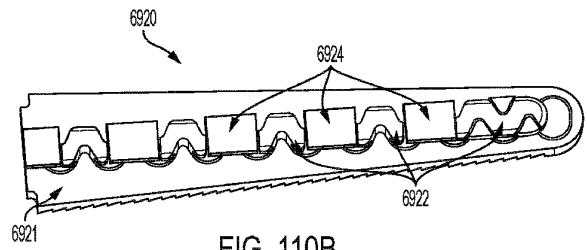


FIG. 110B

10

【図 111】

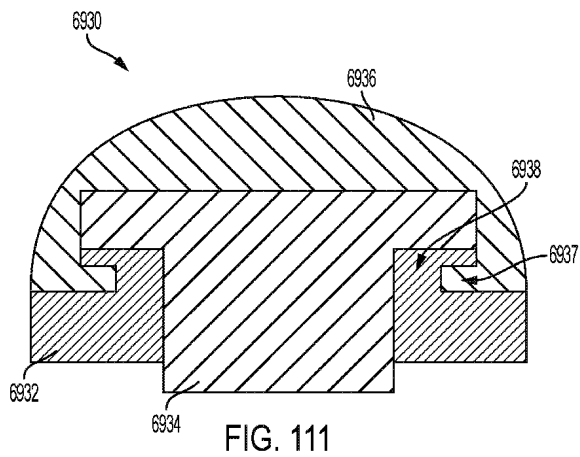


FIG. 111

【図 112 A】

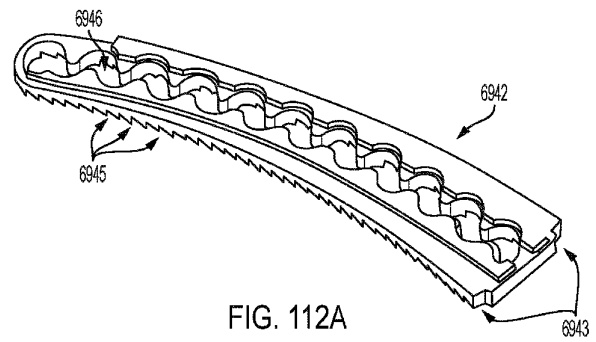


FIG. 112A

20

【図 112 B】

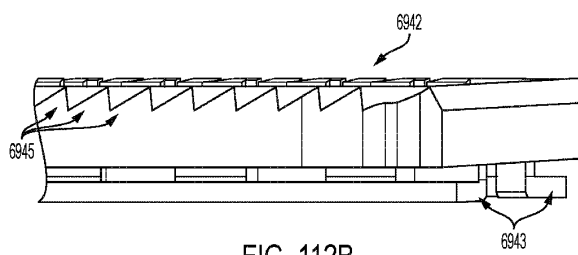


FIG. 112B

【図 112 C】

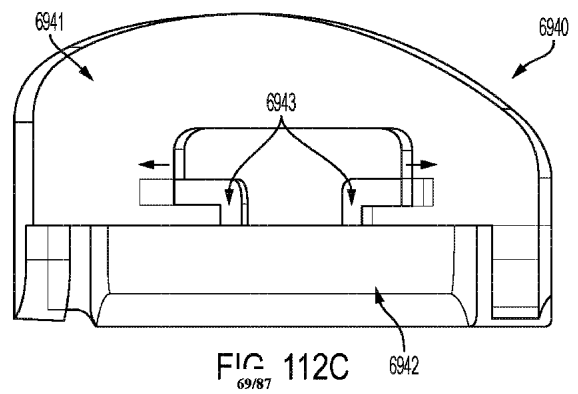


FIG. 112C

30

40

50

【図 1 1 3 A】

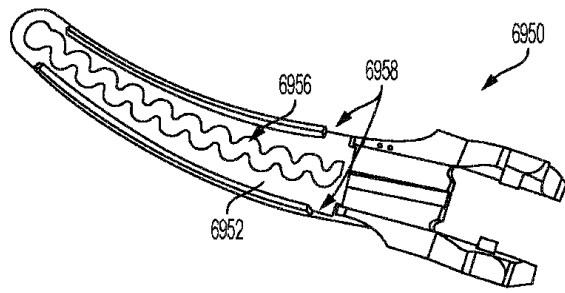


FIG. 113A

【図 1 1 3 B】

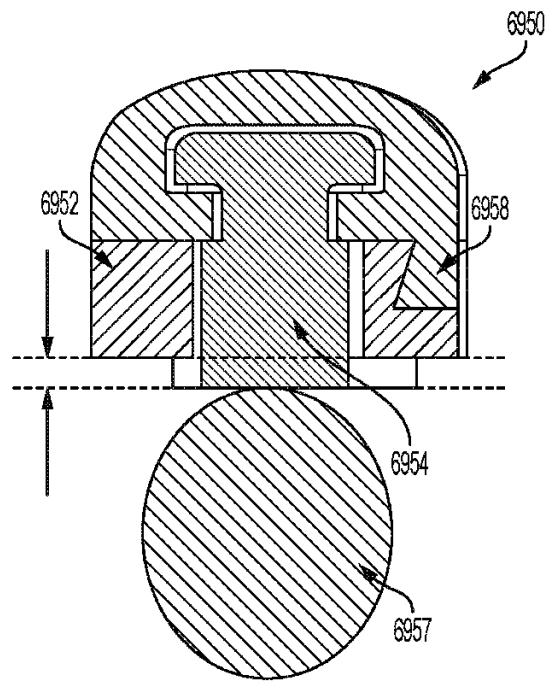


FIG. 113B

10

20

【図 1 1 4 A】

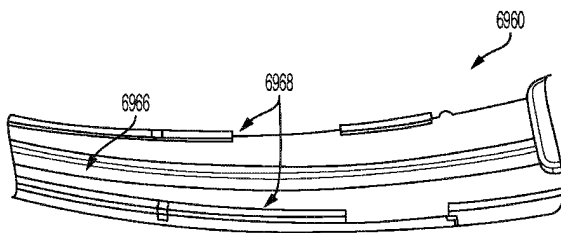


FIG. 114A

【図 1 1 4 B】

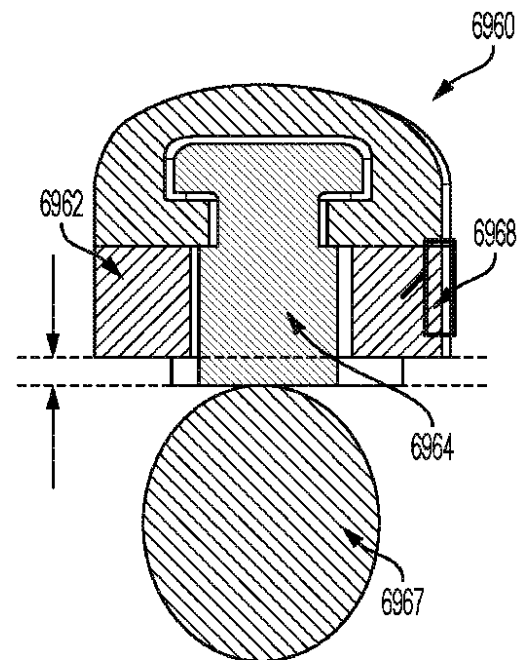


FIG. 114B

30

40

50

【図 115】

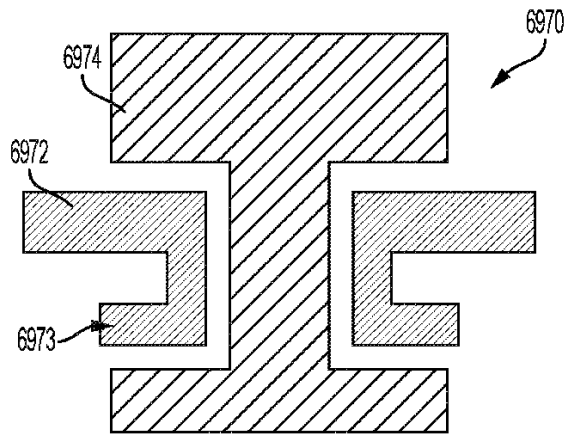


FIG. 115

【図 116】

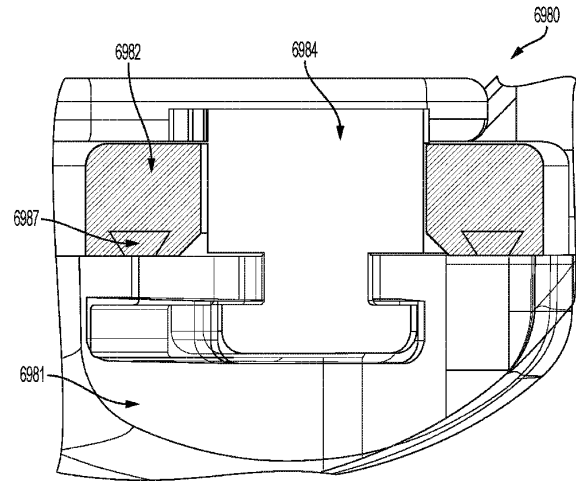


FIG. 116

10

【図 117A】

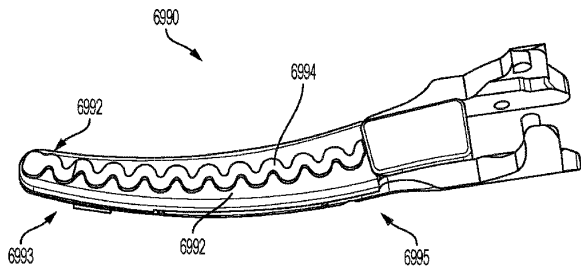


FIG. 117A

【図 117B】

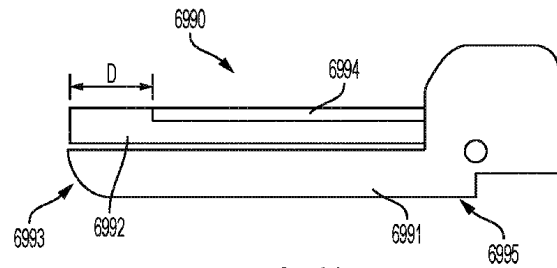


FIG. 117B

20

30

40

50

【図 118】

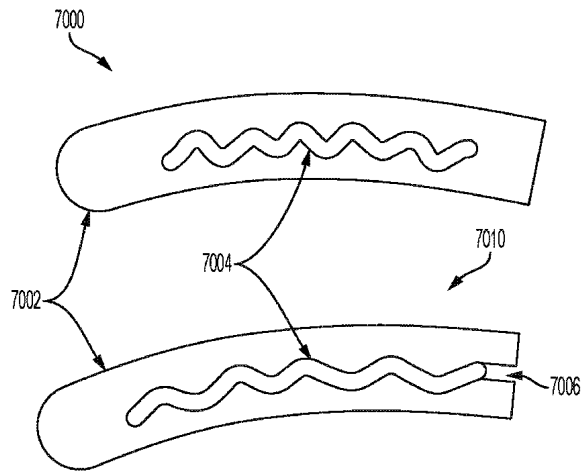


FIG. 118

【図 119】

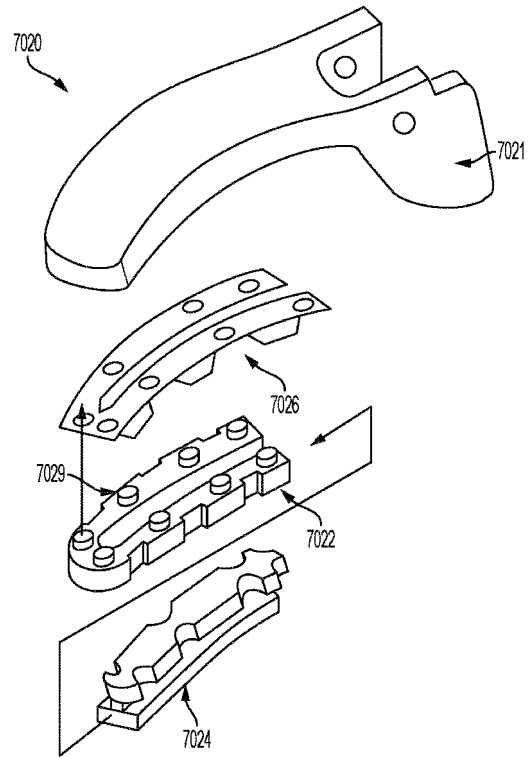


FIG. 119

【図 120A】

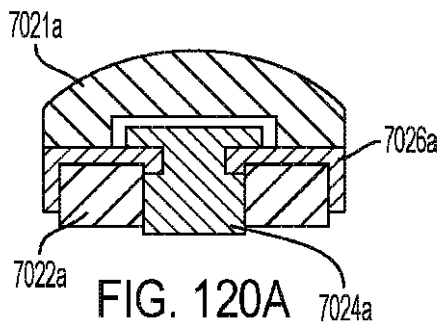


FIG. 120A

【図 120B】

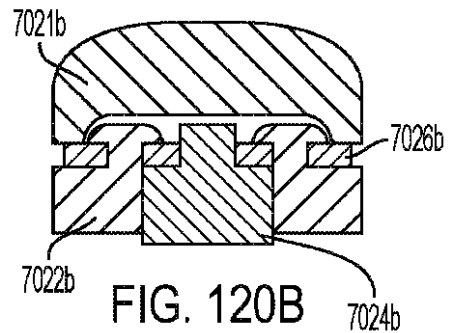


FIG. 120B

10

20

30

40

50

【図 121 A】

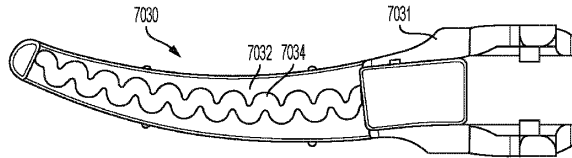


FIG. 121A

【図 121 B】

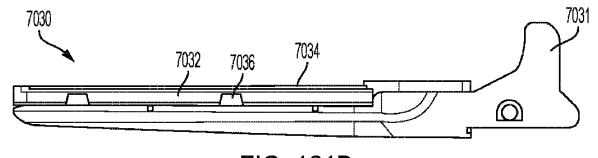
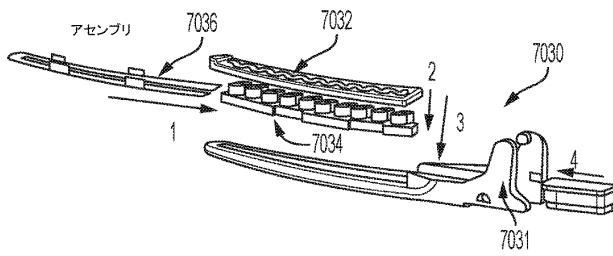


FIG. 121B

【図 121 C】



【図 121 D】

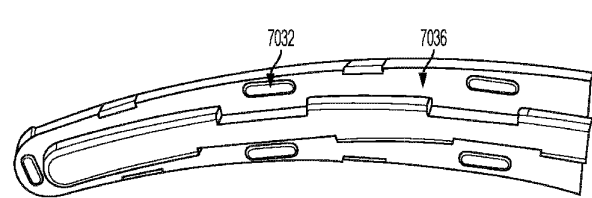


FIG. 121D

【図 122 A】

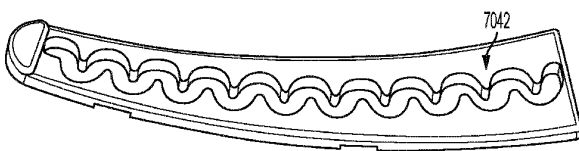


FIG. 122A

【図 122 B】

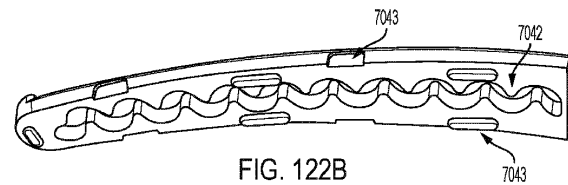


FIG. 122B

10

20

30

40

50

【図 1 2 2 C】

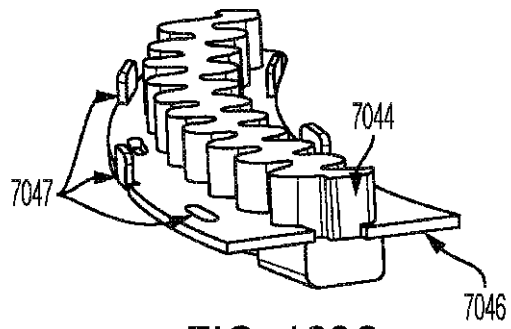


FIG. 122C

【図 1 2 2 D】

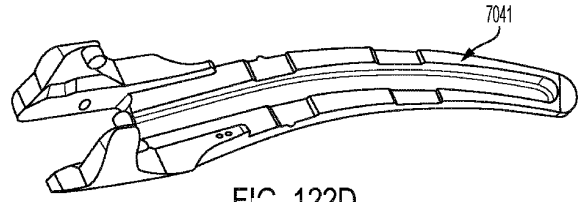


FIG. 122D

10

【図 1 2 3 A】

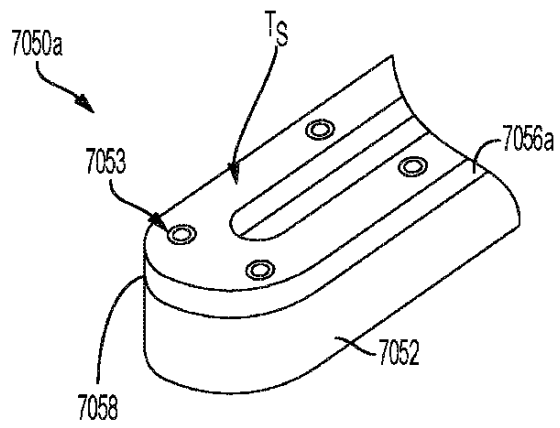


FIG. 123A

【図 1 2 3 B】

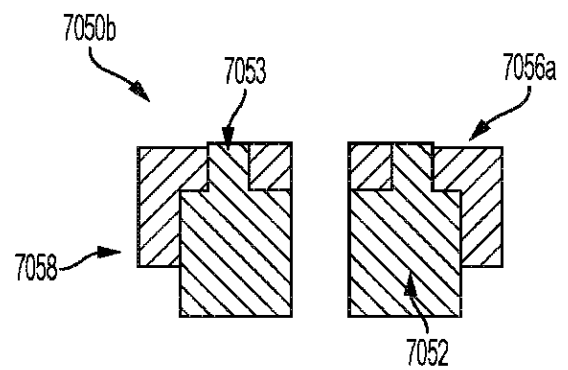


FIG. 123B

20

30

40

50

【図 1 2 3 C】

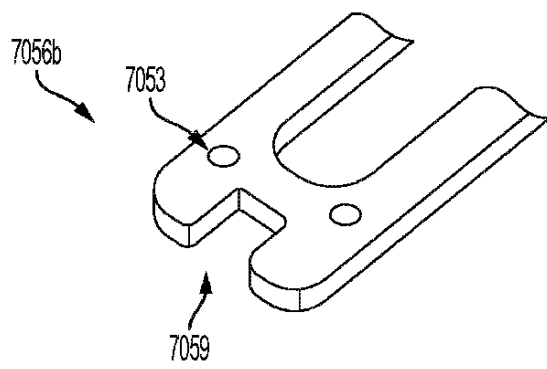


FIG. 123C

【図 1 2 4 A】

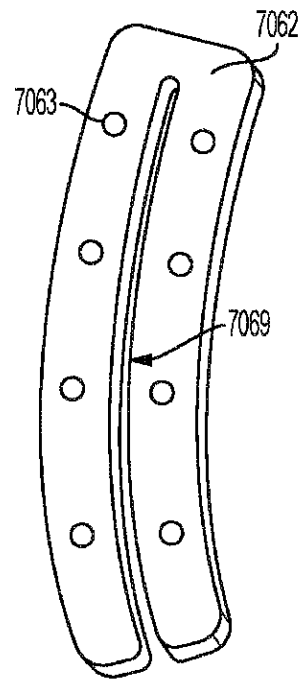


FIG. 124A

10

20

【図 1 2 4 B】

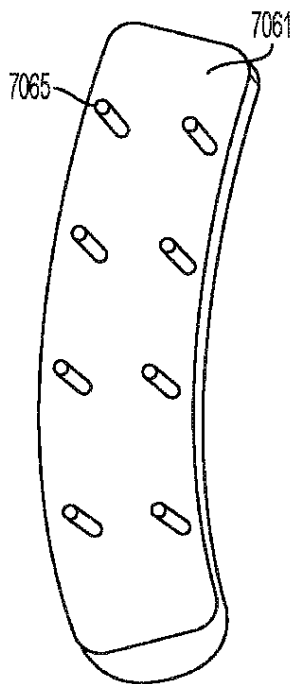


FIG. 124B

【図】

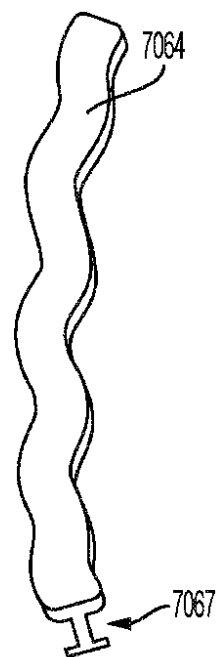


FIG. 214C

30

40

50

【図 1 2 4 D】

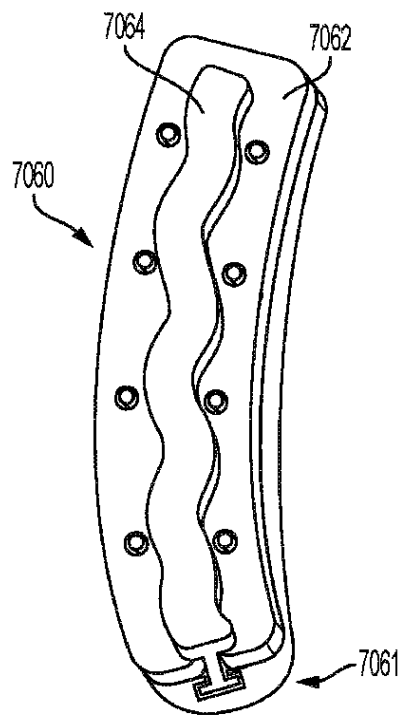


FIG. 124D

【図 1 2 5 A】

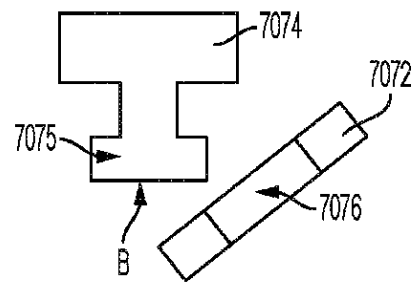


FIG. 125A

10

20

【図 1 2 5 B】

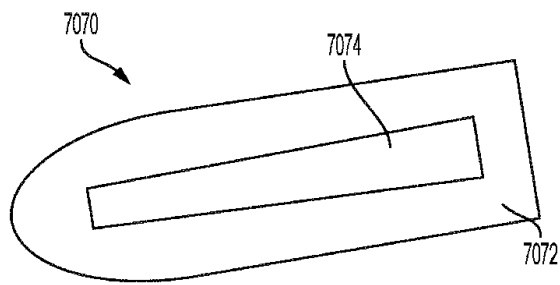


FIG. 125B

【図 1 2 6 A】

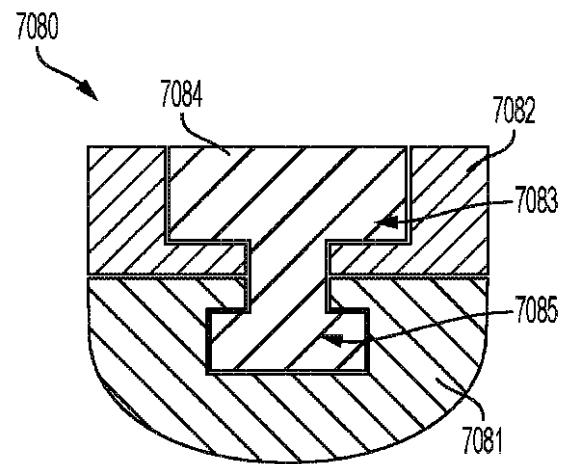


FIG. 126A

30

40

50

【図 126 B】

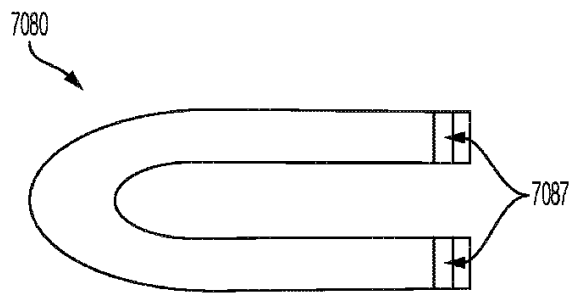


FIG. 126B

【図 127 A】

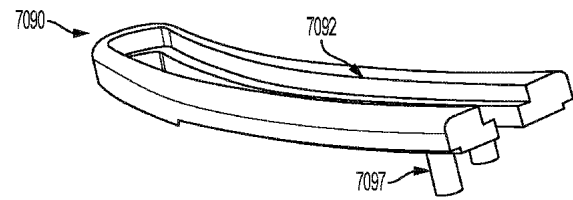


FIG. 127A

10

【図 127 B】

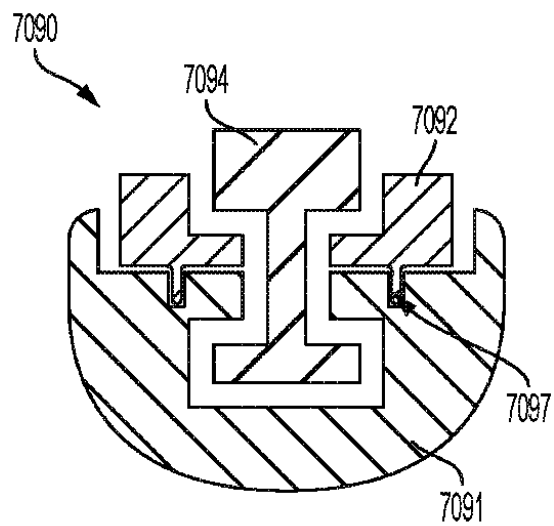
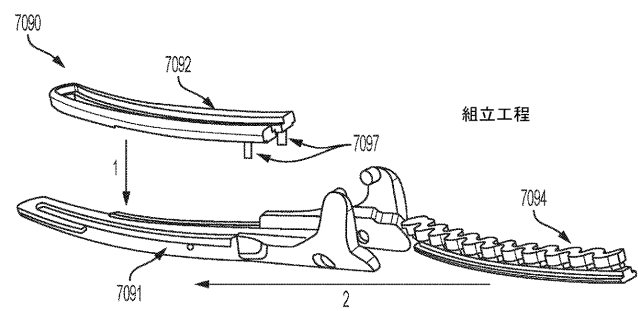


FIG. 127B

【図 127 C】



20

30

40

50

【図 128】

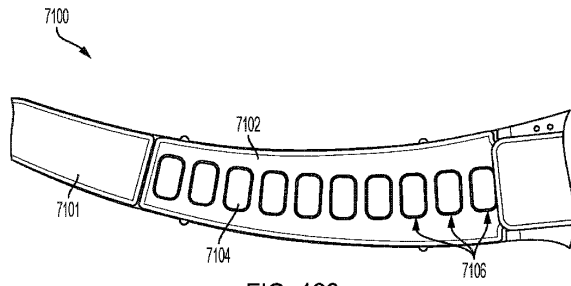


FIG. 128

【図 129 A】

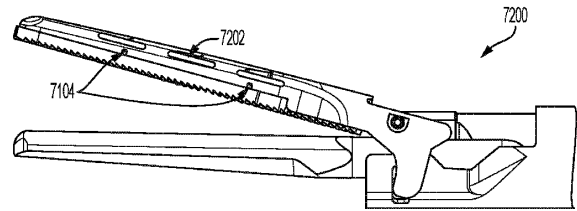


FIG. 129A

10

【図 129 B】

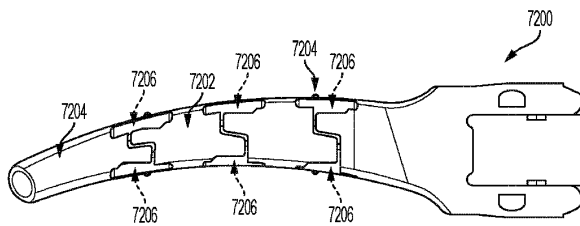


FIG. 129B

【図 129 C】

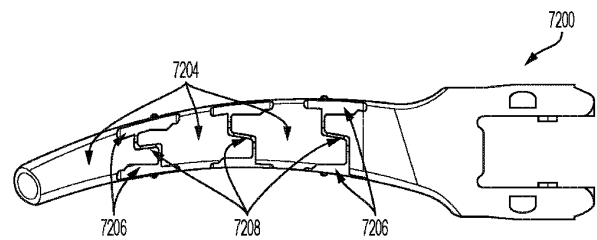


FIG. 129C

20

30

40

50

【図 130】

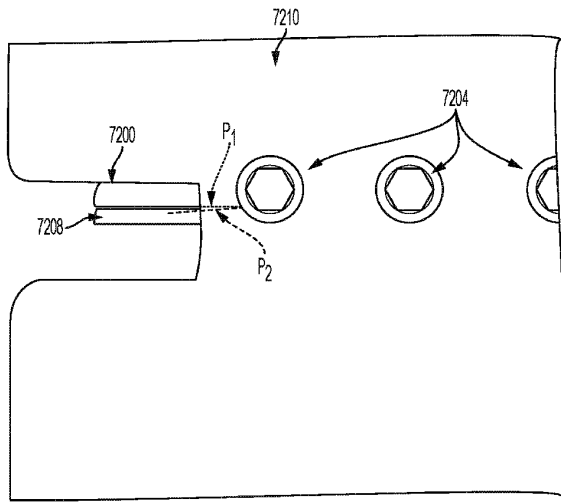


FIG. 130

【図 131】

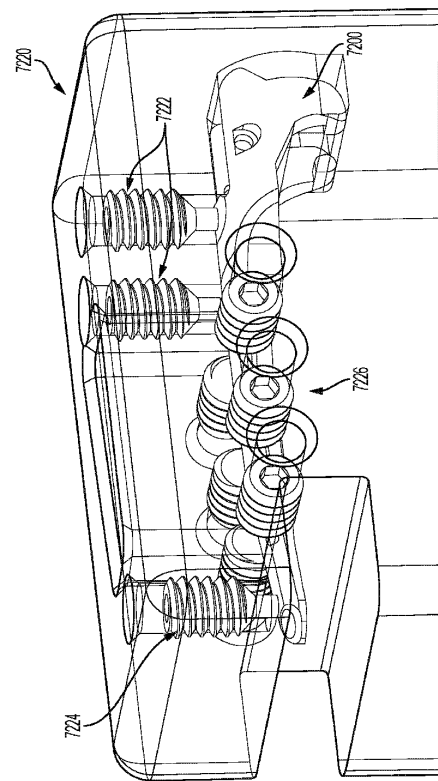


FIG. 131

10

20

【図 132】

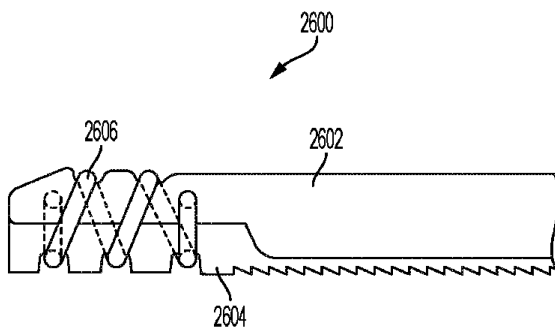


FIG. 132

【図 133】

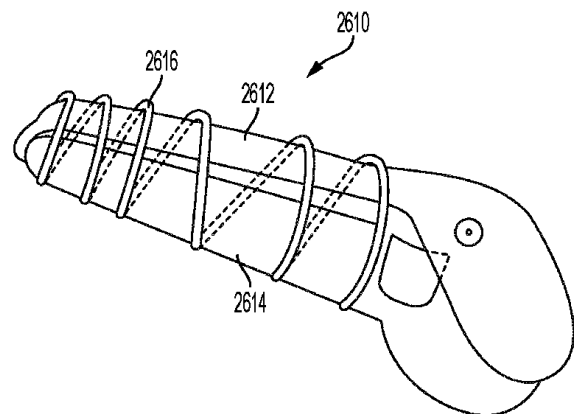


FIG. 133

30

40

50

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2020/061443

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B18/14 A61B17/32 A61B18/12 A61B90/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2017/105754 A1 (BOUDREAU CHAD P [US] ET AL) 20 April 2017 (2017-04-20) figures 1,37,39,53 paragraphs [0219], [0221], [0225], [0294] -----	1-7, 10, 11, 13-17, 19, 20
X	US 2017/312019 A1 (TREES GREGORY A [US] ET AL) 2 November 2017 (2017-11-02) figures 1,3,5,8 paragraphs [0046], [0077], [0081], [0083], [0092], [0100], [0110], [0118], [0119], [0120], [0130] ----- -/--	1-5, 7, 10, 11, 13-17, 19, 20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12 February 2021

Date of mailing of the international search report

22/02/2021

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Seon, Jean-Antoine

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2020/061443

Q(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2017/164973 A1 (LESKO JASON R [US] ET AL) 15 June 2017 (2017-06-15)	1-7, 10-12, 14-17, 19,20
Y	figures 3,4,5,8A,8B,12 paragraphs [0108], [0109] -----	8,9,18
Y	WO 2019/006068 A1 (INTUITIVE SURGICAL OPERATIONS [US]) 3 January 2019 (2019-01-03) cited in the application	8,9,18
A	figures 4D,4G,4H paragraph [0150] -----	1-7, 10-17

1

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

page 2 of 2

10

20

30

40

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2020/061443

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2017105754 A1	20-04-2017	BR 112018007724 A2	23-10-2018
		BR 112018007743 A2	23-10-2018
		BR 112018007763 A2	23-10-2018
		CN 108135629 A	08-06-2018
		CN 108135630 A	08-06-2018
		CN 108348271 A	31-07-2018
		EP 3364893 A1	29-08-2018
		EP 3364895 A1	29-08-2018
		EP 3364896 A1	29-08-2018
		EP 3572015 A2	27-11-2019
		EP 3572026 A1	27-11-2019
		JP 2018532533 A	08-11-2018
		JP 2018532534 A	08-11-2018
		JP 2018532535 A	08-11-2018
		PL 3364896 T3	24-08-2020
		US 2017105754 A1	20-04-2017
		US 2017105755 A1	20-04-2017
		US 2017105788 A1	20-04-2017
		WO 2017070031 A1	27-04-2017
		WO 2017070033 A1	27-04-2017
		WO 2017070037 A1	27-04-2017
US 2017312019 A1	02-11-2017	US 2017312019 A1	02-11-2017
		WO 2017189402 A1	02-11-2017
US 2017164973 A1	15-06-2017	US 2017164973 A1	15-06-2017
		US 2020315686 A1	08-10-2020
		WO 2017100427 A2	15-06-2017
WO 2019006068 A1	03-01-2019	CN 110709023 A	17-01-2020
		EP 3644883 A1	06-05-2020
		WO 2019006068 A1	03-01-2019

10

20

30

40

50

フロントページの続き

,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,D
K,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),O
A(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,B
B,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD
,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,IT,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,
LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,
RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,Z
W

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. テフロン

- (72)発明者 ブードロー・チャド・ピー
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 ブレーム・タイラー・エヌ
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 グオ・ウェイ
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 バーカート・エレン
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 メサーリー・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 ファラー・クレイグ・エヌ
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 ビショップ・グレゴリー・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 キーナン・マイケル・エイ
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 オルソン・ウィリアム・エイ
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 フレイカー・リチャード・ダブリュ
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
- (72)発明者 ブランソン・ジュニア・ブルース
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 ルーカス・ギオン・ワイ
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 ハリス・ディミートリアス・エヌ
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 エステラ・フレデリック
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 ルーク・スティーブン・エム
アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 マストロヤンニ・ニーナ
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 ストローブル・ジェフリー・エス
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 サルゲロ・ジョセフ・エス
アメリカ合衆国、0 7 0 6 3 ニュージャージー州、ノース・ブレインフィールド、グリーンブル

ック・ロード 599
(72)発明者 バレンテ・ローレン・エム
アメリカ合衆国、48044 ミシガン州、マコーム、ラバイア・ドライブ 49908
(72)発明者 ケンパー・ジョセフ・エイチ
アメリカ合衆国、45248 オハイオ州、シンシナティ、オークブリッジ・ウェイ 8017
(72)発明者 ジー・ジェイコブ・エス
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(72)発明者 レイカー・ジョシュア・ディー
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
Fターム (参考) 4C160 JJ11 JJ43 KK03 KK04 KK15 KK32 KK36 KK37