

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-509775

(P2019-509775A)

(43) 公表日 平成31年4月11日 (2019.4.11)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 113 頁)

(21) 出願番号 特願2018-536887 (P2018-536887) (86) (22) 出願日 平成29年1月13日 (2017.1.13) (85) 翻訳文提出日 平成30年9月3日 (2018.9.3) (86) 国際出願番号 PCT/US2017/013305 (87) 国際公開番号 W02017/123847 (87) 国際公開日 平成29年7月20日 (2017.7.20) (31) 優先権主張番号 62/279,635 (32) 優先日 平成28年1月15日 (2016.1.15) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 62/330,669 (32) 優先日 平成28年5月2日 (2016.5.2) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 15/382,309 (32) 優先日 平成28年12月16日 (2016.12.16) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 517076008 エシコン エルエルシー Ethicon LLC アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連 邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ ライレス・インダストリアル・パーク、ス トリート・シー ナンバー475、スイ ト 401 #475 Street C, Suite 401, Los Frailes Industrial Park, Gu aynabo, Puerto Rico 00969, United Stat es of America
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ジョーとブレードとの間に非対称係合を有する湾曲したエンドエフェクタを有するモジュール電池式手持ち型外科用器具

(57) 【要約】

外科用器具のためのエンドエフェクタが開示される。このエンドエフェクタは、超音波ブレードと、第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材とを含む。第1の電極は、第1の幅を画定し、第2の電極は、第2の幅を画定する。第1の幅は、第2の幅に等しくない。第1の間隙は、第1の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙は、第2の電極と超音波ブレードとの間に画定される。第1の間隙は、第2の間隙に等しくない。

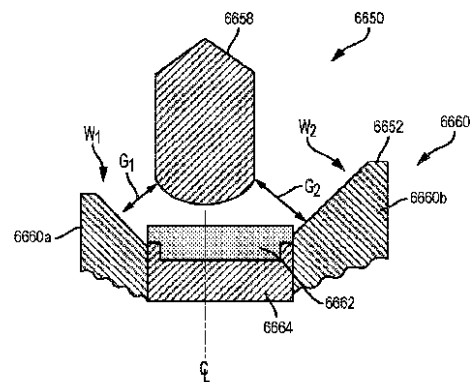


FIG. 89

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外科用器具のためのエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、超音波ブレードと、
第 1 の電極及び第 2 の電極を含む非対称電極を含むジョー部材と、を備え、
前記第 1 の電極が、第 1 の幅を画定し、前記第 2 の電極が、第 2 の幅を画定し、前記第 1 の幅が、前記第 2 の幅に等しくなく、
第 1 の間隙が、前記第 1 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、第 2 の間隙が、前記第 2 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、前記第 1 の間隙が、前記第 2 の間隙に等しくない、エンドエフェクタ。

10

【請求項 2】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、曲率を画定する、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 3】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

20

【請求項 5】

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 6】

前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第 1 の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第 2 の高密度ポリマーパッドと、を備える、請求項 5 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 7】

前記超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

30

【請求項 8】

外科用器具のためのエンドエフェクタのジョー部材であって、前記ジョー部材が、第 1 の電極及び第 2 の電極を含む非対称電極を備え、
前記第 1 の電極が、第 1 の幅を画定し、前記第 2 の電極が、第 2 の幅を画定し、前記第 1 の幅が、前記第 2 の幅に等しくない、ジョー部材。

【請求項 9】

前記ジョー部材が、曲率を画定する、請求項 8 に記載のジョー部材。

【請求項 10】

前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、請求項 9 に記載のジョー部材。

40

【請求項 11】

前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、請求項 10 に記載のジョー部材。

【請求項 12】

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、請求項 8 に記載のジョー部材。

【請求項 13】

前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第 1 の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第 2 の高密度ポリマーパッドと、を備える、請求項 12 に記載のジョー部材。

50

【請求項 14】

外科用器具であって、
ハンドルアセンブリと、
前記ハンドアセンブリに動作可能に連結されたエンドエフェクタと、を備え、前記エンドエフェクタが、
超音波ブレードと、
第 1 の電極及び第 2 の電極を含む非対称電極を含むジョー部材と、を含み、
前記第 1 の電極が、第 1 の幅を画定し、前記第 2 の電極が、第 2 の幅を画定し、前記第 1 の幅が、前記第 2 の幅に等しくなく、
第 1 の間隙が、前記第 1 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、第 2 の間隙が、前記第 2 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、前記第 1 の間隙が、前記第 2 の間隙に等しくない、外科用器具。

10

【請求項 15】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、曲率を画定する、請求項 14 に記載の外科用器具。

【請求項 16】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、請求項 15 に記載の外科用器具。

【請求項 17】

前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、請求項 15 に記載の外科用器具。

20

【請求項 18】

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、請求項 14 に記載の外科用器具。

【請求項 19】

前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第 1 の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第 2 の高密度ポリマーパッドと、を備える、請求項 18 に記載の外科用器具。

【請求項 20】

前記超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、請求項 14 に記載の外科用器具。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連技術の相互参照)

本願は、2016 年 1 月 15 日出願の米国特許仮出願第 62 / 279, 635 号及び 2016 年 5 月 2 日出願の米国特許仮出願第 62 / 330, 669 号の利益を主張するものであり、これらの仮出願の各々の内容は、参照によりそれらの全体が本明細書に組み込まれる。

【背景技術】

【0002】

本開示は、概して、外科用器具及び関連する外科技術に関する。より具体的には、本開示は、外科医が切断及び凝固を行い、処置される組織の種類に基づいて、そのような手技を適合、及びカスタマイズすることを可能にする超音波及び電気外科用システムに関する。

40

【0003】

超音波外科用器具は、このような器具の特殊な性能特性によって、外科手技における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動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同時又はほぼ同時にもたらし、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、典型的には、器具の遠位端にあるエンドエフェクタ又はブレード先端によって実現され、これにより、エ

50

ンドエフェクタと接触した組織に超音波エネルギーが伝送される。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含む切開外科用用途、腹腔鏡又は内視鏡の外科手技用に構成することができる。

【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かつ凝固させる。高周波（例えば、毎秒55,500回）で振動する超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性して、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、組織牽引、及びブレード圧力の調整によって制御される。

10

【0005】

組織を処置及び/又は破壊するために組織に電気エネルギーを印加するための電気外科用器具はまた、外科手技において、ますます広範囲にわたる用途が見出されている。電気外科用器具は、典型的に、遠位に取り付けられたエンドエフェクタ（例えば、1つ又は2つ以上の電極）を有する器具であるハンドピースを含む。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置決めすることができる。電気外科用器具は、バイポーラ又はモノポーラ動作に構成することができる。バイポーラ動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、エンドエフェクタの戻り電極によって組織から戻される。モノポーラ動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織内に導入され、患者の身体上に別個に位置する戻り電極（例えば、接地パッド）を通じて戻される。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。

20

【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、無線周波数（radio frequency、「RF」）エネルギーの形態であってもよい。RFエネルギーは、200キロヘルツ（kHz）～1メガヘルツ（MHz）の周波数範囲であり得る電気エネルギーの一形態である。印加中、電気外科用器具は、組織を通じて低周波数RFエネルギーを伝送することができる、これはイオン攪拌又は摩擦、すなわち抵抗加熱を生じさせ、これによって組織の温度を増加させることができる。罹患組織と周囲組織との間にはっきりとした境界が形成されるため、外科医は、隣接する非標的組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御で手術することができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮又は成形しながら、同時に血管を封止するために有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから構成され、かつ熱に接触した際に収縮する結合組織に特に良好に作用する。

30

【0007】

RFエネルギーは、EN60601-2-2:2009+A11:2011, Definition 201.3.218-HIGH FREQUENCYに記載される周波数範囲であり得る。例えば、モノポーラRF用途における周波数は、典型的には、5MHz未満に制限され得る。しかしながら、バイポーラRF用途においては、周波数は、ほぼどのような周波数であってもよい。200kHz超の周波数は、典型的には、低周波数の電流の使用から生じる神経及び筋肉の不必要な刺激を避けるために、モノポーラ用途に使用され得る。神経筋刺激の可能性が許容可能なレベルにまで緩和されたことをリスク分析が示す場合、より低い周波数がバイポーラ用途に使用され得る。高周波数漏洩電流に関連する問題を最小限に抑えるために、5MHz超の周波数は、通常使用されない。しかしながら、より高い周波数は、バイポーラ用途の場合には使用され得る。一般に、10mAが、組織への熱効果のより低い閾値であると認識されている。

40

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0008】**

これらの医療装置を使用するときの課題は、外科用器具の機能を十分に制御かつカスタマイズできないことである。現在の器具の欠点のうちのいくつかを克服する外科用器具を提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

一態様では、本開示は、外科用器具のためのエンドエフェクタを提供し、このエンドエフェクタは、超音波ブレードと、第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材とを備え、第1の電極は、第1の幅を画定し、第2の電極は、第2の幅を画定し、第1の幅は、第2の幅に等しくなく、かつ第1の間隙は、第1の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙は、第2の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第1の間隙は、第2の間隙に等しくない。

10

【0010】

別の態様では、本開示は、外科用器具のためのエンドエフェクタのジョー部材を提供し、このジョー部材は、第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を備え、第1の電極は、第1の幅を画定し、第2の電極は、第2の幅を画定し、第1の幅は、第2の幅に等しくない。

【0011】

別の態様では、本開示は、外科用器具であって、ハンドルアセンブリと、ハンドアセンブリ(hand assembly)に動作可能に連結されたエンドエフェクタであって、超音波ブレード並びに第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材を含む、エンドエフェクタと、を備える、外科用器具を提供し、第1の電極は、第1の幅を画定し、第2の電極は、第2の幅を画定し、第1の幅は、第2の幅に等しくなく、かつ第1の間隙は、第1の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙は、第2の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第1の間隙は、第2の間隙に等しくない。

20

【0012】

前述のものに加えて、様々な他の方法並びに/又はシステム及び/若しくはプログラム製品の態様が、本開示の文中(例えば、「特許請求の範囲」及び/若しくは「発明を実施するための形態」)並びに/又は図面などの教示で記載かつ説明される。

30

【0013】

前述のものは概要であり、したがって、詳細の単純化、一般化、包括及び/又は省略を含んでもよく、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並びに/又はプロセス及び/若しくは他の主題の他の態様、特徴及び利点は、本明細書に記載される教示において明らかになるであろう。

【0014】

1つ又は2つ以上の様々な態様では、関連するシステムには、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が挙げられるが、これらに限定されず、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/又はシステム態様が、本開示の文中(例えば、「特許請求の範囲」及び/若しくは「発明を実施するための形態」)並びに/又は図面などの本教示に記載及び説明される。

40

【0015】

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つ又は2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つ又は2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。

【0016】

50

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及び特徴に加えて、更なる態様及び特徴が、図面及び以下の「発明を実施するための形態」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】

【0017】

本明細書に記載される様々な態様の新規特徴は、添付の「特許請求の範囲」で具体的に記載される。しかしながら、様々な態様は、構成及び動作の方法のいずれに關しても、以下の説明文を、以下のような添付の図面と併せて参照することによってより深い理解を得ることができる。

【図1】本開示の態様による、モジュール電池式手持ち型超音波外科用器具の図である。

【図2】本開示の態様による、図1に示す外科用器具の分解図である。

【図3】本開示の態様による、図1に示す外科用器具のモジュールシャフトアセンブリの分解図である。

【図4】本開示の態様による、図1に示す外科用器具の超音波変換器／発生器アセンブリの斜視透視図である。

【図5】本開示の態様による、超音波変換器／発生器アセンブリの端面図である。

【図6】本開示の態様による、超音波発生器を露出するように上部ハウジング部分が取り除かれた、超音波変換器／発生器アセンブリの斜視図である。

【図7】本開示の態様による、超音波変換器／発生器アセンブリの断面図である。

【図8】本開示の一態様による、31kHz共振周波数で動作するように構成された超音波変換器／発生器アセンブリの立面図である。

【図9】本開示の一態様による、55kHz共振周波数で動作するように構成された超音波変換器／発生器アセンブリの立面図である。

【図10A】本開示の一態様による、超音波変換器に対して超音波伝送導波管を選択的に回転させ、それらを互いに向かって付勢するシフトアセンブリを示す。

【図10B】本開示の一態様による、超音波変換器に対して超音波伝送導波管を選択的に回転させ、それらを互いに向かって付勢するシフトアセンブリを示す。

【図11】本開示の一態様による、超音波変換器を駆動するために好適な図4に示す超音波駆動回路の一態様の概略図である。

【図12】本開示の一態様による、図11に示す超音波駆動回路に連結された変圧器の概略図である。

【図13】本開示の一態様による、テスト回路に連結された、図12に示す変圧器の概略図である。

【図14】本発明の一態様による、制御回路の概略図である。

【図15】本開示の一態様による、モジュール超音波外科用器具内に含まれる別の電気回路を示す、簡略化したブロック回路図を示す。

【図16】本開示の一態様による、外科用器具と共に使用するための電池アセンブリを示す。

【図17】本開示の一態様による、外科用器具と共に使用するための使い捨て電池アセンブリを示す。

【図18】本開示の一態様による、外科用器具と共に使用するための再利用可能な電池アセンブリを示す。

【図19】本開示の一態様による、マルチリード電池端子に連結された複数の回路基板に連結された電池セルを露出するようにハウジングシェルの両半分が取り除かれた、電池アセンブリの立面斜視図である。

【図20】本発明の一態様による、電池テスト回路を示す。

【図21】本開示の一態様による、最小出力電圧を維持するための補助電源回路を示す。

【図22】本開示の一態様による、外科用器具にエネルギーを供給するためのスイッチモード電源回路を示す。

10

20

30

40

50

【図 2 3】本開示の一態様による、外科用器具にエネルギーを供給するための図 2 2 に示すスイッチングレギュレータの別個のバージョンを示す。

【図 2 4】本開示の一態様による、外科用器具にエネルギーを供給するための線形電源回路を示す。

【図 2 5】本開示の一態様による、マルチリードハンドル端子アセンブリに通信可能に連結された装置識別子を露出するように、左シェル半分がハンドルアセンブリから取り除かれた、モジュール手持ち型超音波外科用器具の立面分解図である。

【図 2 6】本開示の一態様による、図 2 5 に示す超音波外科用器具のトリガ部及びスイッチの詳細図である。

【図 2 7】本開示の一態様による、ジョー部材が開放位置にある遠位端からのエンドエフェクタの断片的な拡大斜視図である。

【図 2 8】本開示の一態様による、外科用器具のモジュールシャフトアセンブリ及びエンドエフェクタ部分を示す。

【図 2 9】本開示の一態様による、内管 / ばねアセンブリの詳細図である。

【図 3 0】本開示の一態様による、モジュール電池式手持ち型組み合わせ超音波 / 電気外科用器具を示す。

【図 3 1】本開示の一態様による、図 3 0 に示す外科用器具の分解図である。

【図 3 2】本開示の一態様による、モジュール電池式手持ち型組み合わせ超音波 / R F 外科用器具の部分斜視図である。

【図 3 3】本開示の一態様による、図 3 0 ~ 図 3 2 に関して記載された外科用器具のノズル部分を示す。

【図 3 4】本開示の一態様による、高周波電流 (R F) を駆動するために構成された駆動回路の一態様の概略図である。

【図 3 5】本開示の一態様による、図 3 4 に示す R F 駆動回路に連結された変圧器の概略図である。

【図 3 6】本開示の一態様による、高電力エネルギー / 駆動回路及び低電力回路のための別個の電源を含む回路の概略図である。

【図 3 7】図 3 0 及び図 3 1 に示す外科用器具の、デュアル発生器システムが R F 発生器エネルギーモダリティと超音波発生器エネルギーモダリティとの間で切り替えることを可能にする制御回路を示す。

【図 3 8】本開示の一態様による、エンドエフェクタの断面図である。

【図 3 9】本開示の一態様による、エンドエフェクタの断面図である。

【図 4 0】本開示の一態様による、閉鎖状態にある遠位ジョー部を示す部分的な長手方向側断面図である。

【図 4 1】本開示の一態様による、開放状態にある遠位ジョー部を示す部分的な長手方向側断面図である。

【図 4 2】本開示の一態様による、ジョー部材を示す部分的な長手方向側断面図である。

【図 4 3】本開示の一態様による、正常状態にある遠位ジョー部を示す断面図である。

【図 4 4】本開示の一態様による、摩耗状態にある遠位ジョー部を示す断面図である。

【図 4 5】本開示の一態様による、遠位関節接合を有するモジュール電池式手持ち型電気外科用器具を示す。

【図 4 6】本開示の一態様による、図 4 5 に示す外科用器具の分解図である。

【図 4 7】本開示の一態様による、ディスプレイがハンドルアセンブリ上に位置している、図 4 5 及び図 4 6 に示す外科用器具の斜視図である。

【図 4 8】本開示の一態様による、ディスプレイがハンドルアセンブリ上に位置していない、図 4 5 及び図 4 6 に示す器具の斜視図である。

【図 4 9】本開示の一態様による、外科用器具と共に使用してナイフを駆動することができるモータアセンブリである。

【図 5 0】本開示の一態様による、モータ駆動回路の図である。

【図 5 1】本開示の一態様による、遠位ヘッド回転、関節接合、及びジョー閉鎖を駆動す

10

20

30

40

50

るための回転駆動機構を示す。

【図 5 2】本開示の一態様による、開放構成で示されるジョー部材を有する、エンドエフェクタアセンブリの拡大された左斜視図である。

【図 5 3】本開示の一態様による、図 5 2 のエンドエフェクタアセンブリの拡大された右側面図である。

【図 5 4】本開示の一態様による、遠位関節接合を有するモジュール電池式手持ち型電気外科用器具を示す。

【図 5 5】本開示の一態様による、図 5 4 に示す外科用器具の分解図である。

【図 5 6】本開示の一態様による、電氣的接続を含む、図 5 4 に示す関節接合部の拡大領域詳細図である。

10

【図 5 7】本開示の一態様による、電氣的接続を含む、図 5 6 に示す関節接合部の拡大領域詳細図である。

【図 5 8】本開示の一態様による、図 5 4 の外科用器具のシャフトアセンブリ、エンドエフェクタ、及び切断部材の構成要素の斜視図を示す。

【図 5 9】本開示の一態様による、関節接合の第 2 段にある関節接合部を示す。

【図 6 0】本開示の一態様による、開放構成にある、図 5 4 ~ 図 5 9 の装置のエンドエフェクタの斜視図を示す。

【図 6 1】本開示の一態様による、閉鎖構成にあり、かつブレードが遠位位置にある、図 6 0 のエンドエフェクタの断面端面図を示す。

【図 6 2】本開示の一態様による、外科用器具の制御回路の構成要素を示す。

20

【図 6 3】本開示の一態様による、独立して動作する複数の回路セグメントを含むセグメント化回路のシステム図である。図 6 3 は、直接デジタル合成回路の一形態の図である。

【図 6 4】本明細書に記載される特徴部の多くを含み得るか、又は実装することができる、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具のうちのいずれか 1 つと共に使用するためのフィードバックシステムを含む外科用器具の一態様の図を示す。

【図 6 5】本開示の一態様による、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具のうちのいずれかにおいて使用するための電気信号波形の複数の波形を生成するように構成された直接デジタル合成 (direct digital synthesis、DDS) 回路などのデジタル合成回路の基本構造の一態様を示す。

【図 6 6】本開示の一態様による、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具のうちのいずれかにおいて使用するための電気信号波形の複数の波形を生成するように構成された直接デジタル合成 (DDS) 回路の一態様を示す。

30

【図 6 7】本開示の一態様による、アナログ波形の本開示の一態様による (比較目的のために離散時間デジタル電気信号波形に重ね合わされて示される) 離散時間デジタル電気信号波形の 1 サイクルを示す。

【図 6 8 A】本開示の一態様による、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具のうちのいずれかにおいて使用するための少なくとも 1 つのメモリ回路に連結された 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサを含むコントローラを備える回路を示す。

【図 6 8 B】本開示の一態様による、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装するように構成された組み合わせ論理回路を含む有限状態マシンを備える回路を示す。

40

【図 6 8 C】本開示の一態様による、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装するように構成された順序論理回路を含む有限状態マシンを備える回路を示す。

【図 6 9】本開示の一態様による、モータ制御機能を有する外科用器具の様々な構成要素の回路図である。

【図 7 0】本開示の一態様による、ハンドルアセンブリの内部構成要素を示すように取り外し可能なサービスパネルが取り除かれた、ハンドルアセンブリを示す。

【図 7 1】本開示の一態様による、ジョー部材、フレキシブル回路、及びセグメント化電極を備えるエンドエフェクタの断面図である。

50

【図 7 2】本開示の一態様による、図 7 1 に示されるエンドエフェクタの詳細図である。

【図 7 3】本開示の一態様による、ジョー部材上に位置する R F データセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図 7 4】本開示の一態様による、センサがフレキシブル回路に取り付けられ得るか、又はフレキシブル回路と一体に形成され得る、図 7 3 に示すフレキシブル回路の一態様を示す。

【図 7 5】本開示の一態様による、図 7 4 に示すフレキシブル回路の断面図である。

【図 7 6】本開示の一態様による、エンドエフェクタのジョー部材に固定的に取設されるように構成されたセグメント化フレキシブル回路の一態様を示す。

【図 7 7】本開示の一態様による、エンドエフェクタのジョー部材に取り付けられるように構成されたセグメント化フレキシブル回路の一態様を示す。

【図 7 8】本開示の一態様による、組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタの一態様を示す。

【図 7 9】本開示の一態様による、左右セグメント化フレキシブル回路の一態様を示す。

【図 8 0】本開示の一態様による、図 7 9 に示すセグメント化フレキシブル回路を備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図 8 1】本開示の一態様による、ジョー部材と超音波ブレードとの間に組織をクランプするジョー部材を有する、図 8 0 に示すエンドエフェクタを示す。

【図 8 2】本開示の一態様による、R F 電極及びデータセンサが内部に埋め込まれたフレキシブル回路の一態様の断面図である。

【図 8 3】本開示の一態様による、ジョー部材と超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタの一態様の断面図である。

【図 8 4】本開示の一態様による、フレキシブル回路の信号層の一態様の概略図である。

【図 8 5】本開示の一態様による、図 8 4 に示すフレキシブル回路のセンサ配線の概略図である。

【図 8 6】本開示の一態様による、エンドエフェクタの一態様の平面図である。

【図 8 7】本開示の一態様による、ジョー部材及び超音波ブレードの下層構造を露出するための部分的切り欠き図を有する、図 8 6 に示すエンドエフェクタの側面図である。

【図 8 8】本開示の一態様による、超音波ブレード並びに右及び左の電極をそれぞれ露出するための、図 8 6、図 8 7 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。

【図 8 9】本開示の一態様による、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 8 9 - - 8 9 で切り取られた断面図である。

【図 9 0】本開示の一態様による、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 9 0 - - 9 0 で切り取られた断面図である。

【図 9 1】本開示の一態様による、超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 8 9 - - 8 9 で切り取られた断面図である。

【図 9 2】本開示の一態様による、超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 9 0 - - 9 0 で切り取られた断面図である。

【図 9 3】本開示の一態様による、超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 8 9 - - 8 9 で切り取られた断面図である。

【図 9 4】本開示の一態様による、超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 8 6 に示すエンドエフェクタの断面 9 0 - - 9 0 で切り取られた断面図である。

【図 9 5】本開示の一態様による、フィードバックシステムの一態様の論理図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0018】

10

20

30

40

50

本出願は、本出願と同時に出願された以下の共同所有の特許出願に関し、各々の内容全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0019】

代理人整理番号END7911USNP/160006、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT AND METHODS THEREFOR。

【0020】

代理人整理番号END7911USNP1/160006-1、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVE APPLICATION ENERGY BASED ON TISSUE CHARACTERIZATION。

10

【0021】

代理人整理番号END7911USNP2/160006-2、発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVE APPLICATION OF ENERGY BASED ON BUTTON DISPLACEMENT, INTENSITY, OR LOCAL TISSUE CHARACTERIZATION。

20

【0022】

代理人整理番号END7911USNP3/160006-3、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH VARIABLE MOTOR CONTROL LIMITS。

【0023】

代理人整理番号END7911USNP4/160006-4、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによるMODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MOTOR CONTROL LIMIT PROFILE。

30

【0024】

代理人整理番号END7911USNP5/160006-5、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによるMODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MOTOR CONTROL LIMITS BASED ON TISSUE CHARACTERIZATION。

【0025】

代理人整理番号END7911USNP6/160006-6、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTI-FUNCTION MOTOR VIA SHIFTING GEAR ASSEMBLY。

40

【0026】

代理人整理番号END7911USNP7/160006-7、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH A PLURALITY OF CONTROL PROGRAMS。

【0027】

50

代理人整理番号END7911USNP8/160006-8、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH ENERGY CONSERVATION TECHNIQUES。

【0028】

代理人整理番号END7911USNP9/160006-9、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH VOLTAGE SAG RESISTANT BATTERY PACK。

10

【0029】

代理人整理番号END7911USNP10/160006-10、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTISTAGE GENERATOR CIRCUITS。

【0030】

代理人整理番号END7911USNP11/160006-11、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE MAGNETIC POSITION SENSORS。

20

【0031】

代理人整理番号END7911USNP12/160006-12、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT CONTAINING ELONGATED MULTI-LAYERED SHAFT。

【0032】

30

代理人整理番号END7911USNP13/160006-13、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH MOTOR DRIVE。

【0033】

代理人整理番号END7911USNP14/160006-14、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH SELF-DIAGNOSING CONTROL SWITCHES FOR REUSABLE HANDLE ASSEMBLY。

40

【0034】

代理人整理番号END7911USNP15/160006-15、2016年12月16日出願の発明者Frederick E. Shelton, IVらによる表題MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT WITH REUSABLE ASYMMETRIC HANDLE HOUSING。

【0035】

以下の「発明を実施するための形態」では、本明細書の一部を構成する添付の図面を参照する。図中、一般的に、同様の記号及び参照符合は、内容によりそうでない旨が断られない限り、複数の図を通じて同様の要素を示す。「発明を実施するための形態」、「図面

50

」、及び「特許請求の範囲」に記載される例示的な態様は、限定を目的としたものではない。本明細書に提示される主題の範囲から逸脱することなく、他の態様を使用することが可能であり、他の変更を行うことが可能である。

【0036】

本開示の様々な態様を詳細に説明する前に、本明細書に開示された様々な態様は、それらの用途又は使用において、添付の図面及び説明に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すべきである。むしろ、開示された態様は、他の態様、その変形及び改変として位置決めするか、又はこれらに組み込むことが可能であり、様々な方法で実施又は実行してもよい。したがって、本明細書に開示された態様は、例示的な性質のものであり、その範囲又は用途を限定することを目的としたものではない。更に、別途記載のない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために態様を説明する目的で選択されるものであって、それらの範囲を限定しようとするものではない。更に、開示された態様、態様の表現及び/又はその実施例のうちの任意の1つ又は2つ以上を、限定することなく、他の開示された態様、態様の表現及び/又はその実施例のうちの任意の1つ又は2つ以上と組み合わせることができる点を理解されたい。

【0037】

また、以下の説明において、前、後、内側、外側、上部、下部といった用語は便宜的に用いられる語であると理解するべきであり、限定的な用語として解釈されるべきではない。本明細書で使用される用語は、本明細書に述べられる装置、又はその部分を他の配向に取設されるか又は用いられることが可能である限り、限定的なものではない。図面を参照しながら、様々な態様をより詳細に説明する。

【0038】

様々な態様では、本開示は、超音波エネルギーモダリティ及びRFエネルギーモダリティの両方を利用する混合エネルギー外科用器具を対象とする。混合エネルギー外科用器具は、米国特許第9,107,690号(参照によりその全体が本明細書に組み込まれる)に開示される超音波機能などの既存のエンドエフェクタ機能、米国特許第8,696,666号及び同第8,663,223号(両方が参照によりそれら全体が本明細書に組み込まれる)に開示される組み合わせ装置機能、米国特許第9,028,478号及び同第9,113,907号(両方が参照によりそれら全体が本明細書に組み込まれる)に開示されるRF対向電極機能、並びに米国特許出願公開第2013/0023868号(参照によりそれら全体が本明細書に組み込まれる)に開示されるRF I-ブレードオフセット電極機能を達成するものを使用するモジュールシャフトを使用することができる。

【0039】

様々な態様では、本開示は、第1の発生器、第2の発生器及び外科用器具によって適用されるエネルギーモダリティを制御するための制御回路を備える、モジュール電池式手持ち型超音波外科用器具を対象とする。外科用器具は、超音波エネルギーモダリティ、無線周波数(RF)エネルギーモダリティ、又は超音波エネルギーモダリティ及びRFエネルギーモダリティの組み合わせを含む、少なくとも1つのエネルギーモダリティを適用するように構成される。

【0040】

別の態様では、本開示は、超音波エネルギーモダリティ、RFモダリティ、又は超音波エネルギーモダリティ及びRFエネルギーモダリティの組み合わせのために構成することができるモジュール電池式手持ち型外科用器具を対象とする。混合エネルギー外科用器具は、超音波エネルギーモダリティ及びRFエネルギーモダリティの両方を利用する。混合エネルギー外科用器具は、エンドエフェクタ機能を達成するモジュールシャフトを使用することができる。エネルギーモダリティは、外科用器具によって特定される測定された組織パラメータに基づいて、超音波振動及び/又は電気外科用高周波電流を用いるために好適なエネルギーモダリティアルゴリズムを決定して、生組織に対して外科的凝固/切断処理を実行するために、例えば、他のパラメータの中でも特に、電気インピーダンス、組織インピーダンス、電気モータ電流、ジョー間隙、組織厚さ、組織圧縮、組織の種類、温度

又はそれらの組み合わせなどの特定の測定された組織及び装置パラメータの測定値に基づいて選択可能であり得る。一旦組織パラメータが識別されると、外科用器具は、特定の組織／装置パラメータの測定を通して、単一の又はセグメント化されたRF電極構成又は超音波装置において組織に適用される処置エネルギーを制御するように構成され得る。組織処置アルゴリズムは、共同所有の米国特許出願第15/177,430号、表題SURGICAL INSTRUMENT WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUESに記載されており、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0041】

別の態様では、本開示は、モータ及びコントローラを有するモジュール電池式手持ち型外科用器具を対象とし、第1の制限閾値は、モジュールアセンブリを取設する目的のためにモータに使用され、また第2の閾値は、モータに使用され、かつ第2のアセンブリ工程又は外科用器具の機能性と関連付けられる。外科用器具は、モータ電流又はモータ電流に関するパラメータの測定を通してモータ速度又はトルクの制御を利用するモータ駆動作動機構を備えてもよく、モータ制御は、位置、慣性、速度、加速度、又はそれらの組み合わせに基づいて異なる大きさでモータ調整をトリガするために非線形閾値を介して調整される。移動機構及びモータコントローラのモータ駆動作動を用いて、モータ速度又はトルクを制御することができる。移動機構の物理的特性に関連するセンサは、モータコントローラにフィードバックを提供する。一態様では、センサを用いて、モータコントローラの動作の変化をトリガする、既定の閾値を調整する。モータを利用して、シャフト回転及びジョー閉鎖などのシャフト機能を駆動することができ、そのモータを切り替えて、変換器に対するトルク制限導波管の取設も提供する。モータ制御アルゴリズムを利用して、装置状態及び／又は動力式作動の制限の表示のために、モータ駆動トレインを通してユーザに触覚フィードバックを生成することができる。モータ動力式モジュール高度エネルギーベースの外科用器具は、一連の異なるシャフトモジュール及び変換器を動作させる一連の制御プログラム又はアルゴリズムを含むことができる。一態様では、プログラム又はアルゴリズムは、モジュール内に存在し、取設されるときに制御ハンドルにアップロードされる。モータ駆動モジュール電池式手持ち型外科用器具は、少なくとも2つの独立した作動機能（第1、第2、両方、どちらもない）に選択的に連結可能な一次回転駆動を備えてもよく、遠位モジュール細長チューブ内に位置するクラッチ機構を利用することができる。

【0042】

別の態様では、本開示は、エネルギー保存回路と、短絡を有するセグメント化回路のスリープモード非通電を使用して、不使用電力ドレイン及びスリープシーケンスの順序とは異なるウェイクアップシーケンス順序を最小限に抑える技術とを備える、モジュール電池式手持ち型外科用器具を対象とする。使い捨て一次電池パックは、電池式モジュール手持ち型外科用器具と共に利用され得る。使い捨て一次電池は、電池出力電圧を追加の電圧で補償して、負荷下での電圧サグを相殺するため、かつ負荷下での動作中に電池パック出力電圧が所定のレベルを下回ることを防ぐために、電力管理回路を備えてもよい。外科用器具の回路は、耐放射線構成要素を含み、電気信号の増幅は、複数段に分割され得る。超音波変換器ハウジング又はRFハウジングは、最終的な増幅段を含んでもよく、かつ超音波変換器又はRFモジュールに関連するエネルギーモダリティに応じて異なる比率を含み得る。

【0043】

別の態様では、本開示は、シャフトの長さに沿って複数の磁気位置センサを備え、固定基準面からシャフトの作動構成要素の3次元位置を決定すると同時に、外部源からの任意のエラーを診断するために、複数のセンサが同じ磁石を検出することを可能にする異なる構成で対合されたモジュール電池式手持ち型外科用器具を対象とする。制御及び感知エレクトロニクスが、シャフトに組み込まれてもよい。シャフト制御エレクトロニクスの部分は、移動シャフト構成要素の内側に沿って配設されてもよく、移動シャフト構成要素の外側に沿って配設された他のシャフト制御エレクトロニクスから分離される。制御及び感知エレクトロニクスは、それらが装置内のシャフト封止として作用するように配置及び設計

されてもよい。

【0044】

別の態様では、本開示は、電池式モジュール再利用可能なハンドル内に自己診断制御スイッチを備える、モジュール電池式手持ち型外科用器具を対象とする。制御スイッチは、イベントをトリガするためにそれらの閾値を調整することができるだけでなく、制御に対する外部の影響を示すか、又は交換が必要とされるまでの時間を予測することができる。再利用可能なハンドルハウジングは、モジュール使い捨てシャフト及び少なくとも1つの制御及び配線ハーネスと共に使用するために構成される。ハンドルは、開いたときに非対称に分かれるように構成され、それによりスイッチ、配線ハーネス及び/又は制御エレクトロニクスは、片側に支持可能に収容することができ、それにより反対側が、一次ハウジングを被覆するように取り外し可能に取設される。

10

【0045】

図1は、本開示の態様による、モジュール電池式手持ち型超音波外科用器具100の図である。図2は、本開示の態様による、図1に示す外科用器具100の分解図である。ここで図1及び図2を参照して、外科用器具100は、ハンドルアセンブリ102、超音波変換器/発生器アセンブリ104、電池アセンブリ106、シャフトアセンブリ110、及びエンドエフェクタ112を備える。超音波変換器/発生器アセンブリ104、電池アセンブリ106、及びシャフトアセンブリ110は、ハンドルアセンブリ102に取り外し可能に接続可能なモジュール構成要素である。ハンドルアセンブリ102は、モータアセンブリ160を備える。更に、外科用器具100のいくつかの態様は、超音波発生器及びモータ制御回路を含む電池アセンブリ106を含む。電池アセンブリ106は、第1段発生器機能を含み、55kHz及び33.1kHzの超音波変換器を駆動するために、最終段が超音波変換器/発生器アセンブリ104の一部として存在する。電池アセンブリ106、共通の発生器構成要素及びセグメント化回路と互換可能に使用するための異なる最終段発生器は、電池アセンブリ106が駆動回路の部分を制御的に電源投入し、それらに電源投入する前に回路の段をチェックすることを可能にし、かつ電力管理モードを可能にする。更に、多目的制御は、専用シャフトアセンブリ110制御がそのような機能を有するシャフト上に位置するハンドルアセンブリ102において提供され得る。例えば、エンドエフェクタ112モジュールは、遠位回転エレクトロニクスを含むことができ、シャフトアセンブリ110は、関節接合スイッチと共に回転シャフト制御を含むことができ、ハンドルアセンブリ102は、エネルギー起動制御及びジョー部材114トリガ108制御を含み、エンドエフェクタ112をクランプ及びアンクランプすることができる。

20

30

【0046】

超音波変換器/発生器アセンブリ104は、ハウジング148、液晶ディスプレイ(liquid crystal display、LCD)などのディスプレイ176、例えば超音波変換器130、及び超音波発生器162を備える(図4)。シャフトアセンブリ110は、外管144、超音波伝送導波管145、及び内管(図示せず)を備える。エンドエフェクタ112は、ジョー部材114及び超音波ブレード116を備える。以下に記載のように、トリガ108によって動作されるモータ又は他の機構を用いて、ジョー部材114を閉じることができる。超音波ブレード116は、超音波伝送導波管145の遠位端である。ジョー部材114は、ジョー部材と超音波ブレード116との間の組織を把持するように枢動的に回転可能である。ジョー部材114は、トリガ108に動作可能に連結され、それによりトリガ108を握ったときに、ジョー部材114が閉じて組織を把持し、トリガ108を解放したときに、ジョー部材114が開いて組織を解放する。1段トリガ構成では、トリガ108は、トリガ108を握ったときにジョー部材114を閉じるように、またトリガ108を解放したときにジョー部材114を開くように機能する。一旦ジョー部材114が閉じると、スイッチ120が起動され、超音波発生器に通電して組織を封止及び切断する。2段トリガ構成では、第1段の間、ジョー部材114を閉じる途中でトリガ108を握り、第2段の間、超音波発生器に通電して組織を封止及び切断する途中でトリガ108を握る。ジョー部材114aは、トリガ108を解放することによって開き、組織を解放す

40

50

る。他の態様では、超音波変換器 103 は、ジョー部材 114 を閉じることなく起動することができることが理解されるであろう。

【0047】

電池アセンブリ 106 は、電気コネクタ 132 によってハンドルアセンブリ 102 に電氣的に接続される。ハンドルアセンブリ 102 には、スイッチ 120 が設けられている。超音波ブレード 116 は、スイッチ 120 を作動させることによって超音波変換器 / 発生器回路に通電することにより起動される。一態様による電池アセンブリ 106 は、出力が調整された再充電可能、再利用可能な電池パックである。場合によって、下述のように、電池アセンブリ 106 は、ユーザインターフェース機能を容易にする。ハンドルアセンブリ 102 は、電池アセンブリ 106、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 及びシャフトアセンブリ 110 に取設するためのベイ又はドックを有する使い捨てユニットである。ハンドルアセンブリ 102 はまた、例えば、スピーカ / ブザー及び起動スイッチを含む様々なインジケータを収容する。一態様では、電池アセンブリは、ハンドルアセンブリのハウジングによって画定されるドア又は他の開口を通してハンドルアセンブリのハウジング内に挿入される、別個の構成要素である。

10

【0048】

超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 は、遠位出力において高周波機械運動を生じる再利用可能なユニットである。超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 は、シャフトアセンブリ 110 及び超音波ブレード 116 に機械的に連結され、装置の動作中に、超音波ブレード 116 の遠位出力において運動を生じる。一態様では、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 はまた、例えば赤色 / 緑色 / 青色 (red/green/blue、RGB) 発光ダイオード (light-emitting diode、LED)、LCD、又は他のディスプレイを通して視覚的ユーザインターフェースを提供する。そのようなものとして、電池状態の視覚的インジケータは、電池上に一意に位置していないため、電池から離れている。

20

【0049】

本開示の様々な態様によれば、外科用器具 100 の 3 つの構成要素、例えば、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104、電池アセンブリ 106 及びシャフトアセンブリ 110 は、他のうちの 1 つ又は 2 つ以上から有利に迅速に接続を外すことができる。外科用器具 100 の 3 つの構成要素の各々は無菌であり、使用中に無菌フィールド内で全体的に維持され得る。外科用器具 100 の構成要素は分離可能であるため、外科用器具 100 は、単回使用品目 (例えば、使い捨て) である 1 つ又は 2 つ以上の部分、及び多回使用品目 (例えば、複数の外科手技で使用するために滅菌可能) である他の部分から構成され得る。構成要素の態様は、外科用器具 100 の一部として分離する。本開示の追加の態様によれば、ハンドルアセンブリ 102、電池アセンブリ 106、及びシャフトアセンブリ 110 構成要素は、全体の重量に相当し、ハンドルアセンブリ 102、電池アセンブリ 106、及びシャフトアセンブリ 110 構成要素の各々は、同じ又は実質的に同じ重量であるように平衡される。ハンドルアセンブリ 102 は、支持のためにオペレータの手の上に張り出し、ユーザの手が、重みに耐えることなく外科用器具 100 の制御をより自由に動作させることを可能にする。この張り出しは、重心の非常に近くに設定される。これを三角形のアセンブリ構成と組み合わせることにより、有利に外科用器具 100 に重心が設けられ、これは、装置を動作させるユーザに非常に自然で快適な感触をもたらす。すなわち、ユーザの手に保持されたとき、外科用器具 100 は、前後左右に傾く傾向を有しないが、ユーザがほとんど努力せずに導波管が地面に平行に保持されるように相対的かつ動的に平衡されたままである。当然のことながら、この器具は、地面に対して非平行角度で容易に配置され得る。

30

40

【0050】

回転ノブ 118 は、シャフトアセンブリ 110 に動作可能に連結される。矢印 126 によって示される方向に $\pm 360^\circ$ の回転ノブ 118 の回転は、外管 144 を矢印 128 のそれぞれの方向に $\pm 360^\circ$ 回転させる。一態様では、回転ノブ 118 は、ジョー部材 114 を回転させるように構成され得るが、超音波ブレード 116 は、静止したままであり

50

、別個のシャフト回転ノブが、外管 144 を $\pm 360^\circ$ 回転させるように設けられてもよい。様々な態様では、超音波ブレード 116 は、 $\pm 360^\circ$ で停止する必要がなく、 $\pm 360^\circ$ よりも大きい回転角度で回転することができる。外管 144 は、例えば、5 mm ~ 10 mm の範囲の直径 D_1 を有してもよい。

【0051】

超音波ブレード 116 は、シャフトアセンブリ 110 内に位置する超音波伝送導波管によって超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 の超音波変換器 130 (図 2) 部分に連結される。超音波ブレード 116 及び超音波伝送導波管は、超音波エネルギーの伝送に好適な材料からユニット構造として形成され得る。かかる材料の例としては、Ti6Al4V (アルミニウム及びバナジウムを含むチタンの合金)、アルミニウム、ステンレス鋼、又は他の好適な材料が挙げられる。あるいは、超音波ブレード 116 は、超音波伝送導波管から分離可能 (かつ異なる組成のもの) であって、例えば、スタッド、溶接、接着剤、急速接続、又は他の好適な既知の方法によって連結されてもよい。超音波伝送導波管の長さは、例えば整数の 2 分の 1 波長 ($n / 2$) であってもよい。超音波伝送導波管は、好ましくは、超音波エネルギーを効率的に伝播するために好適な材料、例えば上述のチタン合金 (すなわち、Ti6Al4V) 若しくは任意の好適なアルミニウム合金、又は他の合金、又はサファイアなどの他の材料から構築された中実コアシャフトから製造され得る。

【0052】

超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 はまた、超音波変換器 130 を駆動するための電子回路を備える。超音波ブレード 116 は、約 20 Hz ~ 120 kHz であり得る好適な振動周波数範囲で動作することができ、より好適な振動周波数範囲は、約 30 ~ 100 kHz であり得る。好適な動作振動周波数は、例えば約 55.5 kHz であってもよい。超音波変換器 130 は、スイッチ 120 の作動によって通電される。

【0053】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、ハンドルアセンブリ 102 を把持している臨床医を基準として用いられることが理解されるであろう。したがって、超音波ブレード 116 は、より近位のハンドルアセンブリ 102 を基準として遠位である。便宜上及び明確性のために、「上部」及び「下部」などの空間に関する用語もまた、本明細書において、ハンドルアセンブリ 102 を把持している臨床医を基準として用いられている点も更に理解されよう。しかしながら、外科用器具は、多くの配向及び位置で使用されるものであり、これらの用語は、限定的かつ絶対的なものであることを意図するものではない。

【0054】

図 3 は、本開示の態様による、図 1 に示す外科用器具 100 のモジュールシャフトアセンブリ 110 の分解図である。外科用器具 100 は、超音波振動を用いて生体組織上で外科処置を実行する。シャフトアセンブリ 110 は、ハンドルアセンブリ 102 上に形成されたスロット 142 a、142 b、及びシャフトアセンブリ 110 上のタブ 134 a、134 b を介してハンドルアセンブリ 102 に連結する。ハンドルアセンブリ 102 は、シャフトアセンブリ 110 内の対応する雌型連結部材 138 に受容される雄型連結部材 136 を含む。雄型連結部材 136 は、トリガ 108 に動作可能に連結され、それによりトリガ 108 が握られると、雄型連結部材 136 が遠位方向に並進して、シャフトアセンブリ 110 の外管部分を並進させてジョー部材 114 を閉じる閉鎖管機構 140 を駆動する。前述のように、トリガ 108 が解放されると、ジョー部材 114 が開く。雄型連結部材 136 はまた、シャフトアセンブリ 110 の外管 144 内に位置する超音波伝送導波管 145 に連結し (図 2)、ハンドルアセンブリ 102 のノズル 146 内に受容される、超音波変換器 130 に連結する (図 2)。シャフトアセンブリ 110 は、電氣的接触 137 を介してハンドルアセンブリ 102 に電氣的に連結される。

【0055】

図 4 は、本開示の態様による、図 1 に示す外科用器具 100 の超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 の斜視透視図である。図 5 は、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 の

端面図であり、図 6 は、超音波発生器 162 を露出するように上部ハウジング部分が取り除かれた、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 の斜視図であり、図 7 は、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 の断面図である。ここで図 4 ~ 図 7 を参照して、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 は、超音波変換器 130 と、超音波変換器 130 及びハウジング 148 を駆動するための超音波発生器 162 とを備える。第 1 の電気コネクタ 158 は、超音波発生器 162 を電池アセンブリ 106 に連結し（図 1 及び図 2）、第 2 の電気コネクタ 161 は、超音波発生器 162 をノズルに連結する（図 3）。一態様では、ディスプレイ 176 は、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 104 ハウジング 148 の片側に設けられてもよい。

【0056】

超音波発生器 162 は、図 11 に示す電気回路 177 などの超音波駆動回路を備え、またいくつかの態様では、第 2 段増幅器回路 178 を備える。電気回路 177 は、超音波変換器 130 を駆動するために構成され、超音波変換器回路の部分形成する。電気回路 177 は、他の構成要素の中でも特に、変圧器 166 及びブロッキングキャパシタ 168 を備える。変圧器 166 は、超音波変換器 130 の圧電素子 150a、150b、150c、150d に電氣的に連結される。電気回路 177 は、第 1 のケーブル 179 を介して第 1 の電気コネクタ 158 に電氣的に連結される。第 1 の電気コネクタ 158 は、電池アセンブリ 106（図 1 及び図 2）に電氣的に連結される。電気回路 177 は、第 2 のケーブル 183 を介して第 2 の電気コネクタ 160 に電氣的に連結される。第 2 の電気コネクタ 160 は、ノズル 146（図 3）に電氣的に連結される。一態様では、第 2 段増幅器回路 178 は、2 段増幅システムで用いられてもよい。

【0057】

超音波変換器 130 は、「ランジュバンスタック（Langevin stack）」として既知であるが、一般に、圧電素子 150a ~ 150d を含む変換部分、第 1 の共振器部分又はエンドベル 164、並びに第 2 の共振器部分又はフォアベル 152 及び付属構成要素を含む。これらの構成要素の全体の構造は共振器である。磁歪変換器などの他の形態の変換器があり、それらを使用することもできる。超音波変換器 130 は、好ましくは、より詳細に後述されるように、整数の 2 分の 1 システム波長（ $n / 2$ 、式中、「 n 」は任意の正の整数、例えば、 $n = 1, 2, 3, \dots$ である）の長さである。音響アセンブリは、エンドベル 164、超音波変換器 130、フォアベル 152 及び変速器 154 を含む。

【0058】

エンドベル 164 の遠位端は、圧電素子 150a の近位端に音響的に連結され、フォアベル 152 の近位端は、圧電素子 150d の遠位端に音響的に連結される。フォアベル 152 及びエンドベル 164 は、変換部分の厚さ、エンドベル 164 及びフォアベル 152 を製造するために使用される材料の密度及び弾性率、並びに超音波変換器 130 の共振周波数を含む、多くの変数によって決定される長さを有する。フォアベル 152 は、変速器 154 において超音波振動の振幅を増幅するようにその近位端からその遠位端へと内側に細くなっているように、あるいは増幅を持たなくてもよい。好適な振動の周波数範囲は約 20 Hz ~ 120 kHz であってもよく、より好適な振動の周波数範囲は約 30 ~ 100 kHz であってもよい。好適な動作振動周波数は、例えば約 55.5 kHz であってもよい。

【0059】

超音波変換器 130 は、音響的に連結又はスタックされて、変換部分を形成するいくつかの圧電素子 150a ~ 150d を含む。圧電素子 150a ~ 150d は、例えば、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、又は他の圧電セラミック材料など、任意の好適な材料から製造されてもよい。導電素子 170a、170b、170c、170d を、圧電素子 150a ~ 150d の間に挿入して、電気回路 177 を圧電素子 150a ~ 150d に電氣的に連結する。圧電素子 150a、150b の間に位置する導電素子 170a 及び圧電素子 150d とフォアベル 152 との間に位置する導電素子 170d は、電気回路 177 の正電極 174a に電氣的に連結されている。圧電素

10

20

30

40

50

子 1 5 0 b、1 5 0 c の間に位置する導電素子 1 7 0 b 及び圧電素子 1 5 0 c、1 5 0 d の間に位置する導電素子 1 7 0 c は、電気回路 1 7 7 の負電極 1 7 4 b に電氣的に連結されている。正及び負の電極 1 7 4 a、1 7 4 b は、導電体により電気回路 1 7 7 に電氣的に連結されている。

【 0 0 6 0 】

超音波変換器 1 3 0 は、電気回路 1 7 7 からの電気駆動信号を機械エネルギーに変換し、これが主に超音波周波数で超音波変換器 1 3 0 及び超音波ブレード 1 1 6 (図 1 及び図 3) の長手方向の振動運動の定在音波を生じる。別の態様では、超音波変換器 1 3 0 の振動運動は、異なる方向に作用し得る。例えば、振動運動は、超音波ブレード 1 1 6 のより複雑な運動の局所的な長手方向の構成要素を含むことができる。音響アセンブリが通電されると、定在波の形態の振動運動が、種々の電氣的及び幾何学的パラメータによって決定される共振及び振幅で、超音波変換器 1 3 0 を通して超音波ブレード 1 1 6 に生成される。音響アセンブリに沿った任意の点での振動運動の振幅は、振動運動が測定される音響アセンブリに沿った場所に依存する。振動運動定常波内の最小又はゼロ交差は、一般に波節点 (すなわち、運動が最小である箇所) と称され、定常波内の局所的な最大絶対値又はピークは、一般に波腹点 (すなわち、局所運動が最大である箇所) と称される。波腹点とそれに最も近い波節点との間の距離は 4 分の 1 波長 ($\lambda / 4$) である。

【 0 0 6 1 】

ワイヤは、電気回路 1 7 7 から正電極 1 7 0 a 及び負電極 1 7 0 b に電気駆動信号を送る。圧電素子 1 5 0 a ~ 1 5 0 d は、例えば、音響アセンブリにおいて音響定在波を生み出すために、スイッチ 1 2 0 などのアクチュエータにตอบสนองして、電気回路 1 7 7 から供給される電気信号によって通電される。電気信号は、圧電素子 1 5 0 a ~ 1 5 0 d 中に、繰り返される小変位形態の乱れを起こし、材料中に大きな交互の圧縮及び伸張力をもたらす。繰り返される小変位は、圧電素子 1 5 0 a ~ 1 5 0 d を連続的に電圧勾配の軸に沿って伸縮させ、超音波エネルギーの長手方向の波を生成する。超音波エネルギーは、シャフトアセンブリ 1 1 0 (図 1 ~ 図 3) を通る伝送構成要素又は超音波伝送導波管を介して、音響アセンブリを通して超音波ブレード 1 1 6 (図 1 及び図 3) に伝送される。

【 0 0 6 2 】

音響アセンブリが超音波ブレード 1 1 6 (図 1 及び図 3) にエネルギーを送達するために、音響アセンブリの構成要素は、超音波ブレード 1 1 6 に音響的に連結される。超音波変換器 1 3 0 の連結スタッド 1 5 6 は、スタッドなどのねじ接続によって超音波伝送導波管 1 4 5 に音響的に連結される。一態様では、超音波変換器 1 3 0 は、図 1 0 A 及び図 1 0 B に示すように、超音波伝送導波管 1 4 5 に音響的に連結されてもよい。

【 0 0 6 3 】

音響アセンブリの構成要素は、好ましくは、任意のアセンブリの長さが整数の 2 分の 1 波長 ($n \lambda / 2$) であるように音響的に調整され、その場合、波長 λ は、音響アセンブリの予め選択された、又は作動中の長手方向の振動駆動周波数 f_d の波長である。また、音響アセンブリは、いずれかの好適な音響要素の配設を組み込んでもよいことが熟慮される。

【 0 0 6 4 】

超音波ブレード 1 1 6 (図 1 及び図 3) は、2 分の 1 システム波長 ($n \lambda / 2$) の整数倍の長さを有してもよい。超音波ブレード 1 1 6 の遠位端は、遠位端の最大長手方向可動域をもたらすために、波腹点付近に配設されてもよい。超音波変換器 1 3 0 が通電されると、超音波ブレード 1 1 6 の遠位端は、例えば、5 5 k H z の所定の振動周波数において、例えば、およそ 1 0 ~ 5 0 0 ミクロンのピーク・トゥ・ピークの範囲で、また好ましくは約 3 0 ~ 1 5 0 ミクロンの範囲で、またいくつかの態様では 1 0 0 ミクロン付近に移動するように構成されてもよい。

【 0 0 6 5 】

図 8 は、本開示の一態様による、3 1 k H z の共振周波数で動作するように構成された超音波変換器 / 発生器アセンブリ 1 0 4 の立面図である。図 9 は、本開示の一態様による

10

20

30

40

50

、55kHzの共振周波数で動作するように構成された超音波変換器／発生器アセンブリ104'の立面図である。図に見られるように、超音波変換器／発生器アセンブリ104、104'、ハウジング148は、図3に示す外科用器具100のノズル146に嵌合するように同じサイズである。それにもかかわらず、個々の超音波変換器130、130'は、所望の共振周波数に応じてサイズが変化する。例えば、図8に示す超音波変換器130は、31kHzの共振周波数で調整され、55kHzの共振周波数で調整される、図9に示す超音波変換器130'より物理的に大きい。超音波変換器130、130'の連結スタッド156、156'は、スタッドなどのねじ接続によって超音波伝送導波管145に音響的に連結されてもよい。

【0066】

図10A及び図10Bは、本開示の一態様による、超音波変換器130に対して超音波伝送導波管145を選択的に回転させ、それらを互いに向かって付勢するシフトアセンブリ200を示す。図10Aは、係合解除構成にある超音波伝送導波管145及び超音波変換器130を有するシフトアセンブリ200を示し、図10Bは、係合構成にある超音波伝送導波管145及び超音波変換器130を有するシフトアセンブリ200を示す。ここで図10A及び図10Bの両方を参照して、シフトアセンブリ200は、外科用器具100のハンドルアセンブリ102内に位置する。1つ又は2つ以上のスリーブ204は、ハウジング148内の定位置に超音波変換器130を保持する。超音波変換器130の遠端は、ウォームギヤ206によって係合されるねじ山202を含む。ウォームギヤ206が回転すると、超音波変換器130は、矢印208によって示される方向に付勢されて、ねじ付き連結スタッド156を超音波伝送導波管145のねじ付き端部にねじ込む。ウォームギヤ206は、外科用器具100のハンドルアセンブリ102内に位置するモータによって駆動され得る。

【0067】

一態様では、シフトアセンブリ200は、クランプ、回転及び関節接合のシャフト作動を制御するハンドルアセンブリ102内に位置するモータを介した、超音波伝送導波管145のトルク制限モータ駆動の取設を含み得る。ハンドルアセンブリ102内のシフトアセンブリ200は、所定の最小トルクを有する場所への超音波伝送導波管145に適切なトルクを印加する。例えば、ハンドルアセンブリ102は、一次駆動シャフトスパーギヤを長手方向に連結解除し、かつシャフト及びノズルを回転させる変換器トルクギヤを連結することにより、導波管を変換器にねじ込む一次モータをシフトさせる、変換器トルク機構を含むことができる。

【0068】

図11は、本開示の一態様による、超音波変換器130を駆動するために好適な図4に示す電気回路177の一態様の概略図である。電気回路177は、アナログマルチプレクサ180を備える。アナログマルチプレクサ180は、超音波、電池及び電力制御回路などの上流チャンネルSCL-A / SDA-Aからの様々な信号を多重化する。電流センサ182は、電源回路の戻り又は接地区間と直列に連結され、電源により供給される電流を測定する。電界効果トランジスタ (field effect transistor、FET) 温度センサ184は、周囲温度を提供する。パルス幅変調 (pulse width modulation、PWM) ウォッチドッグタイマ188は、主プログラムが定期的なサービス提供を怠る場合にシステムリセットを自動的に生じさせる。これは、ソフトウェア又はハードウェアの故障のため、これがハング又はフリーズすると、電気回路177を自動的にリセットするように設けられている。電気回路177は、超音波変換器130を駆動するため、又は例えば図34に示す電気回路702などのRF電極を駆動するためのRF駆動回路として構成され得ることが理解されるであろう。したがって、ここで図11に戻って参照すると、電気回路177を使用して、超音波変換器及びRF電極の両方を交換可能に駆動することができる。同時に駆動する場合、対応する第1段回路5504内にフィルタ回路を設けて、超音波波形又はRF波形のいずれかを選択するようにしてもよい。かかるフィルタリング技術は、共同所有の米国特許出願第15 / 265, 293号、表題TECHNIQUES FOR CIR

10

20

30

40

50

CUIT TOPOLOGIES FOR COMBINED GENERATORに記載されており、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0069】

駆動回路186は、左右の超音波エネルギー出力を提供する。デジタル信号は、信号波形が、制御回路210(図14)などの制御回路からのアナログマルチプレクサ180のSCL-A/SDA-A入力に提供されることを表す。デジタル・アナログ変換器190(digital-to-analog converter、DAC)は、デジタル入力をアナログ出力に変換して、発振器194に連結されたPWM回路192を駆動する。PWM回路192は、第1のトランジスタ出力段198aに連結された第1のゲート駆動回路196aに第1の信号を提供して、第1の超音波(左側)エネルギー出力を駆動する。PWM回路192はまた、第2のトランジスタ出力段198bに連結された第2のゲート駆動回路196bに第2の信号を提供して、第2の超音波(右側)エネルギー出力を駆動する。電圧センサ199を、超音波左/右出力端子間に連結して、出力電圧を測定する。駆動回路186、第1及び第2の駆動回路196a、196b、並びに第1及び第2のトランジスタ出力段198a、198bは、第1段増幅器回路を画定する。動作時に、制御回路210(図14)は、直接デジタル合成(DDS)回路1500、1600(図65及び図66)などの回路を用いてデジタル波形1800(図67)を生成する。DAC 190は、デジタル波形1800を受容し、それをアナログ波形に変換し、これが第1段増幅器回路によって受容及び増幅される。

10

20

【0070】

図12は、本開示の一態様による、図11に示す電気回路177に連結された変圧器166の概略図である。変圧器166の超音波左/右入力端子(一次巻線)は、電気回路177の超音波左/右出力端子に電氣的に連結されている。変圧器166の二次巻線は、正及び負の電極174a、174bに連結されている。変圧器166の正及び負の電極174a、174bは、超音波変換器130の陽端子170a(スタック1)及び陰端子170b(スタック2)に連結されている(図4)。一態様では、変圧器166は、 $n_1:n_2$ が1:50の巻数比を有する。

【0071】

図13は、本開示の一態様による、テスト回路165に連結された図12に示す変圧器166の概略図である。テスト回路165は、正及び負の電極174a、174bに連結されている。スイッチ167は、超音波変換器の負荷をシミュレートするインダクタ/キャパシタ/レジスタ(LCR)負荷と直列に配置される。

30

【0072】

図14は、本開示の一態様による、制御回路210の概略図である。制御回路210は、電池アセンブリ106のハウジング内に位置する。電池アセンブリ106は、様々な局所電源215のためのエネルギー源である。制御回路は、例えば、出力SCL-A/SDA-A、SCL-B/SDA-B、SCL-C/SDA-Cによって、様々な下流回路にインターフェースマスタ218を介して連結された主プロセッサ214を備える。一態様では、インターフェースマスタ218は、 I^2C シリアルインターフェースなどの汎用シリアルインターフェースである。主プロセッサ214はまた、汎用入出力220(general purposes input output、GPIO)を通してスイッチ224、ディスプレイ226(例えば、及びLCDディスプレイ)、並びにGPIO 222を通して様々なインジケータ228を駆動するように構成される。ウォッチドッグプロセッサ216は、主プロセッサ214を制御するために設けられている。スイッチ230は、ハンドルアセンブリ102(図1~図3)への電池アセンブリ106の挿入時に制御回路212を起動するために、電池211と直列に設けられている。

40

【0073】

一態様では、主プロセッサ214は、出力端子SCL-A/SDA-Aによって電気回路177(図4及び図11)に連結されている。主プロセッサ214は、例えば、超音波変換器130(図4~図8)を駆動するために、電気回路177に伝送されるデジタル化

50

された駆動信号又は波形のテーブルを記憶するためのメモリを備える。他の態様では、主プロセッサ214は、デジタル波形を生成し、それを電気回路177に伝送し得るか、又は電気回路177へ後に伝送するためにデジタル波形を記憶し得る。主プロセッサ214はまた、出力端子SCL-B / SDA-BによってRF駆動及び出力端子SCL-C / SDA-Cによって様々なセンサ（例えば、ホール効果センサ、磁気粘性流体（magnetorheological fluid、MRF）センサなど）を提供してもよい。一態様では、主プロセッサ214は、適切なソフトウェア及びユーザインターフェース機能を可能にするために、超音波駆動回路及び／又はRF駆動回路の存在を感知するように構成される。

【0074】

一態様では、主プロセッサ214は、例えば、Texas Instrumentsから入手可能なLM4F230H5QRであってもよい。少なくとも一例では、Texas InstrumentsのLM4F230H5QRは、製品データシートから容易に入手可能な他の機構の中でも、最大40MHz、256KBの単一サイクルフラッシュメモリ若しくは他の不揮発性メモリのオンチップメモリと、40MHz超の性能を改善するためのプリフェッチバッファと、32KBの単一サイクルシリアルランダムアクセスメモリ（serial random access memory、SRAM）と、StellarisWare（登録商標）ソフトウェアを搭載した内部読み取り専用メモリ（ROM）と、2KBの電氣的消去可能なプログラマブル読み取り専用メモリ（electrically erasable programmable read-only memory、EEPROM）と、1つ又は2つ以上のパルス幅変調（PWM）モジュールと、1つ又は2つ以上の直交エンコーダ入力（quadrature encoder input、QEI）アナログと、12個のアナログ入力チャンネルを備えた、1つ又は2つ以上の12ビットアナログデジタル変換器（ADC）と、を備えたARM Cortex-M4Fプロセッサコアである。他のプロセッサが容易に代用されてもよく、したがって、本開示は、この文脈に限定されるべきではない。

【0075】

図15は、本開示の一態様による、モジュール超音波外科用器具334内に含まれる別の電気回路300を示す簡略化したブロック回路図を示す。電気回路300は、プロセッサ302、クロック330、メモリ326、電源304（例えば、電池）、金属酸化物半導体電界効果トランジスタ（metal-oxide semiconductor field effect transistor、MOSFET）電源スイッチなどのスイッチ306、駆動回路308（PLL）、変圧器310、信号平滑化回路312（整合回路とも呼ばれる、例えば、タンク回路であり得る）、感知回路314、変換器130及び超音波ブレード116で終端する超音波伝送導波管（本明細書では簡単に導波管と呼ばれ得る）を備えるシャフトアセンブリ110を含む。

【0076】

高電圧（120VAC）入力電力への依存性（一般的な超音波切断装置の特性）を断つ本開示の1つの特徴は、波形成プロセスの全体にわたる低電圧スイッチングの利用及び変圧器の段の直前に限った駆動信号の増幅である。この理由のため、本開示の一態様では、電力は、ハンドルアセンブリ102（図1～図3）内でいずれかを適合させるのに十分に小さい、たった1つの電池又は電池群から導出される。現況技術の電池技術は、高さ及び幅が数センチメートル、奥行きが数ミリメートルの強力な電池を提供する。本開示の特徴を組み合わせて、自己完結型及び自己動力式超音波装置を提供することによって、製造コストの低減を達成することができる。

【0077】

電源304の出力は、プロセッサ302に供給され、電力供給する。プロセッサ302は、信号を受信及び出力し、以下に説明するように、プロセッサ302によって実行されるカスタムロジックに従って、又はコンピュータプログラムに従って機能する。電気回路300はまた、コンピュータ読み取り可能な命令及びデータを記憶するメモリ326、好ましくはランダムアクセスメモリ（RAM）を含むことができる。

【0078】

電源304の出力はまた、プロセッサ302によって制御されるデューティサイクルを

有するスイッチ 306 に指向される。スイッチ 306 のオン時間を制御することにより、プロセッサ 302 は、最終的に変換器 316 に送達される総電力量を決定することができる。一態様では、スイッチ 306 は MOSFET であるが、他のスイッチ及びスイッチング構成も同様に適応可能である。スイッチ 306 の出力は、例えば、位相検出位相同期ループ (phase-locked loop、PLL) 及び / 又はローパスフィルタ及び / 又は電圧制御発振器を含む駆動回路 308 に供給される。スイッチ 306 の出力は、プロセッサ 302 によってサンプリングされ、出力信号の電圧及び電流 (それぞれ V_{IN} 及び I_{IN}) を決定する。これらの値は、フィードバックアーキテクチャにおいて使用され、スイッチ 306 のパルス幅変調を調整する。例えば、スイッチ 306 のデューティサイクルは、スイッチ 306 からの所望される実際の出力に応じて約 20% ~ 約 80% まで変化し得る。

10

【0079】

スイッチ 306 からの信号を受信する駆動回路 308 は、スイッチ 306 の出力を超音波周波数、例えば 55 kHz (VCO) の電気信号に変換する発振回路を含む。上述のように、この超音波波形の平滑化バージョンが、最終的に超音波変換器 130 に供給され、超音波伝送導波管 145 (図 2) に沿って共振正弦波を生成する。

【0080】

駆動回路 308 の出力には、低電圧信号 (複数可) からより高い電圧に昇圧させることができる変圧器 310 がある。変圧器 310 の前に、低い (例えば、電池駆動) 電圧で上流スイッチングが実施されることが指摘され、これは今まで超音波切断及び焼灼装置には可能でなかった。これは、装置が、低オン抵抗 MOSFET スwitchング装置を有利に使用するという事実になくとも部分的に起因する。低オン抵抗 MOSFET スwitchは、従来の MOSFET 装置よりも低いスイッチング損失及び低い熱を生じ、より高い電流を通過させることができるため有利である。したがって、スイッチング段 (プレトランスフォーマー) は、低電圧 / 高電流として特徴付けられ得る。増幅器 MOSFET (複数可) のより低いオン抵抗を保証するために、MOSFET (複数可) は、例えば 10 V で稼働される。そのような場合、別個の 10 V DC 電源を使用して、MOSFET ゲートに供給することができ、MOSFET が完全にオンであり、合理的に低いオン抵抗が達成されることを保証する。本開示の一態様では、変圧器 310 は、電池電圧を 120 V の二乗平均平方根 (root-mean-square、RMS) に昇圧させる。変圧器は、当該技術分野で既知であるため、ここでは詳細に説明されていない。

20

30

【0081】

記載の回路構成において、回路構成要素の劣化は、回路の回路性能に負の影響を及ぼし得る。構成要素の性能に直接影響する 1 つの要因は熱である。既知の回路は、一般にスイッチング温度 (例えば、MOSFET 温度) を監視する。しかしながら、MOSFET 設計における技術的進歩及び対応するサイズの低減により、MOSFET 温度は、もはや回路負荷及び熱の有効なインジケータではない。この理由のため、本開示の一態様により、感知回路 314 は、変圧器 310 の温度を感知する。この温度感知は、変圧器 310 が装置の使用中にその最高温度又はその付近で稼働されるため有利である。追加の温度は、コア材料、例えばフェライトを破壊することになり、永久的な損傷が起こり得る。本開示は、例えば、変圧器 310 内の駆動電力を低減すること、ユーザに信号伝達すること、電源をオフにすること、電力をパルスすること又は他の適切な応答によって、変圧器 310 の最高温度に応答することができる。

40

【0082】

本開示の一態様では、プロセッサ 302 は、エンドエフェクタ 112 に通信可能に連結され、これを使用して、材料を超音波ブレード 116、例えば、図 1 に示すクランプ機構と物理的に接触させる。エンドエフェクタ 112 において、クランプ力値 (既知の範囲内に存在する) を測定するセンサが提供され、受信されたクランプ力値に基づいて、プロセッサ 302 は、運動電圧 V_M を変化させる。設定された運動速度と組み合わせられた高い力値は、高いブレード温度をもたらし得るため、温度センサ 336 は、プロセッサ 302 に通信可能に連結され、プロセッサ 302 は、温度センサ 336 からブレードの現在の温度

50

を示す信号を受信及び解釈するように、また受信した温度に基づいてブレード移動の目標周波数を決定するように動作可能である。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、トリガ 108 に連結され、ユーザによってトリガ 108 に加えられた力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ 120 ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ 120 ボタンに加えられた力に対応する。

【0083】

本開示の一態様によれば、プロセッサ 302 に連結された駆動回路 308 の PLL 部分は、導波管移動の周波数を決定し、その周波数をプロセッサ 302 に伝達することができる。プロセッサ 302 は、装置がオフにされたときに、この周波数値をメモリ 326 に記憶する。クロック 330 を読み取ることによって、プロセッサ 302 は、装置が遮断された後に経過した時間を決定し、その経過した時間が所定の値未満である場合、導波管移動の最後の周波数を検索することができる。次いで、装置は、推定可能に現在の負荷に対して最適な周波数である最後の周波数で起動することができる。

【0084】

図 16 は、本開示の一態様による、外科用器具 100 と共に使用するための電池アセンブリ 400 を示す。電池アセンブリ 400 は、様々なエネルギーセルを含むようにサイズ決定及び構成されたハウジング 402 を備える。エネルギーセルは、再充電式及び非再充電式電池を含むことができる。一態様では、電池アセンブリ 400 は、4 つの Li イオン非再充電式電池 404 a、404 b、404 c、404 d 及び 2 つのニッケル金属水素化物 (NiMH) 再充電式電池 406 a (第 2 の電池は図示せず) を含む。ハウジング 402 は、電池アセンブリ 400 を外科用器具 100 (図 1 及び図 2) のハンドルアセンブリ 102 に取り外し可能に接続するためのタブ 408 a、408 b を備える。

【0085】

図 17 は、本開示の一態様による、外科用器具 100 と共に使用するための使い捨て電池アセンブリ 410 を示す。一態様では、使い捨て電池アセンブリ 410 は、外科用器具 100 (図 1 及び図 2) などの電池式高度エネルギー器具と共に使用するための一次セル電池パックを備え、使い捨て電池アセンブリ 410 からの電圧サグを相殺して、負荷下での動作中に出力電圧が所定のレベルを下回るのを防ぐために、エレクトロニクスを追加の電圧で補償することを含む。この使い捨て電池アセンブリ 410 は、様々なエネルギーセルを含むようにサイズ決定及び構成されたハウジング 412 を備える。エネルギーセルは、再充電式及び非再充電式電池を含むことができる。一態様では、使い捨て電池アセンブリ 410 は、4 つの一次リチウムイオン (Li イオン) 非再充電式電池 414 a、414 b、414 c、414 d 及び 2 つの二次 NiMH 又はニッケルカドミウム (NiCd) 再充電式電池 416 a、416 b を含む。ハウジング 412 は、使い捨て電池アセンブリ 410 を外科用器具 100 のハンドルアセンブリ 102 に電氣的に連結するための電気接点 418 を含む。図示した例では、電気接点 418 は、4 つの金属接点を含む。使い捨て電池アセンブリ 410 はまた、制御回路 210 (図 14) 及び / 又は電気回路 300 (図 15) などの電気回路 419 を含む。電気回路 419 は、放射硬化される。

【0086】

一態様では、使い捨て電池アセンブリ 410 は、電池 414 a ~ d、電気回路 419 及びガンマ又は他の放射線滅菌に耐性のある他の構成要素を含む。例えば、スイッチングモード電源 460 (図 22) 又は線形電源 470 (図 24) 及び任意の充電回路は、使い捨て電池アセンブリ 410 のハウジング 412 内に組み込まれて、一次 Li イオン電池 414 a ~ d の電圧サグを低減し、二次 NiMH 電池 416 a、416 b を使用して電圧サグを低減することを可能にすることができる。これにより、無菌フィールドへの導入が容易な各手術の開始時の満充電セルが保証される。一次 Li イオン電池 414 a ~ d 及び二次 NiMH 電池 416 a ~ b を含むデュアルタイプの電池アセンブリを、専用エネルギーセル 416 a ~ b と共に使用して、発生器及びモータ制御回路を稼働させる専用エネルギーセル 414 a ~ d からエレクトロニクスを制御することができる。一態様では、関与する

電池が低下した場合、システムは、エレクトロニクス回路の駆動に必要とされる電池から引き込む。一態様では、システムは、反対方向に、例えば、エネルギー及び/又はモータ制御回路の駆動に關与する電池から電子回路の駆動に關与する電池に電流を流すことを可能にしない一方向ダイオードシステムを含む。追加の一態様では、システムは、所定のレベルにおける瞬低を最小限に抑えるダイオード及び真空管構成要素を使用する、ガンマフレンドリー充電回路及びスイッチモード電源を備えることができる。スイッチモード電源は、NiMH電圧（例えば、3つのNiMHセル）の分割である最小瞬低電圧を含めることによって省略することができる。別の側面では、放射線硬化した構成要素がモジュール内に位置するモジュールシステムを作製することができ、このモジュールを、放射線滅菌によって滅菌可能にする。他の放射線硬化していない構成要素は、他のモジュール構成要素に含まれ、構成要素が同じ回路基板上に一緒に位置しているかのように構成要素が一緒に動作するように、モジュール構成要素の間に接続が作製される。二次NiMH電池416a~bの2つのセルのみが所望される場合、ダイオード及び真空管に基づくスイッチモード電源は、使い捨て一次Liイオン電池414a~d内の滅菌可能なエレクトロニクスを可能にする。

【0087】

図18は、本開示の一態様による、外科用器具100と共に使用するための再利用可能な電池アセンブリ420を示す。この再利用可能な電池アセンブリ420は、様々な再充電可能エネルギーセルを含むようにサイズ決定及び構成されたハウジング422を備える。エネルギーセルは、再充電可能電池を含むことができる。一態様では、再利用可能な電池アセンブリ420は、5つの積層されたNiMH再充電可能電池424a、424b、424c、424d、424eを含む。ハウジング422は、再利用可能な電池アセンブリ420を外科用器具100（図1及び図2）のハンドルアセンブリ102に電気的に連結するための電気接点428を含む。図示した例では、電気接点428は、6つの金属接点を含む。再利用可能な電池アセンブリ420はまた、制御回路210（図14）及び/又は電気回路300（図15）などの電気回路を含み得る、最大6つの回路基板429a、429b、429c、429d、429e、429fを含む。一態様では、再利用可能な電池アセンブリ420は、容易な交換のためにハウジング422内に駆動FETトランジスタ及び関連回路429a~fを備え、エネルギー送達を伴う再利用可能な電池アセンブリ420を置き換えるために、外科用器具100（図1及び図2）を遮断する必要がない。

【0088】

再利用可能な電池アセンブリ420は、電池テストスイッチ426及び最大3つのLEDインジケータ427a、427b、427cを備え、再利用可能な電池アセンブリ420内の電池424a~eの劣化を決定する。第1のLEDインジケータ427aは、使用する準備ができている満充電電池424a~eを示し得る。第2のLEDインジケータ427bは、電池を再充電する必要があることを示し得る。第3のLEDインジケータ427cは、電池が不良品であり、廃棄することを示し得る。再利用可能な電池アセンブリ420の劣化表示は、ユーザがそれを挿入及び使用する前に電池424a~eの特定の劣化及び能力を決定することを可能にする。例えば、再充電可能二次セルの充電状態、瞬低電圧、一次セル電圧は、無負荷状態で又はシステムに既定の抵抗負荷を加えた状態でこれらを測定することができる電池テストスイッチ426の起動によってチェックされる。電圧は、結果として得られた電圧チェックを比較するために、少なくとも1つであるが、より好ましくは3つの閾値を有し得る。第1のインジケータ427aの場合、電池424a~eは、それらが使用に適しているか否かを示す。3つのレベルで、再利用可能な電池アセンブリ420は、満充電、最小充電、及びある程度限界であるが、制限された充電状態を表示することができる。この電池424a~e劣化モニタは、使い捨て電池アセンブリ410（図17）又は再利用可能な電池アセンブリ420のいずれかに有用である。使い捨て電池アセンブリ410の場合は、準備完了/損傷インジケータである。再利用可能な電池アセンブリ420の場合、準備完了/準備未完了に加えて、寿命残量、再充電容量、更

10

20

30

40

50

には故障前の年数を示すことができる。

【 0 0 8 9 】

図 1 9 は、本開示の一態様による、マルチリード電池端子に連結された複数の回路基板に連結された電池セルを露出するようにハウジングシェルの両半分が取り除かれた、取り外し可能な電池アセンブリ 4 3 0 の立面斜視図である。更に、3つを超える、又は3つ未満の回路基板が、拡大又は制限された機能性を提供することが可能である。図 1 9 に示すように、複数の回路基板 4 3 2、4 3 4、4 3 6 は、積層アーキテクチャに位置決めされてもよく、これが多くの利点を提供する。例えば、より小さいレイアウトサイズに起因して、回路基板は、取り外し可能な電池アセンブリ 4 3 0 内の設置面積が小さくなり、それによってより小型の電池を可能にする。加えて、この構成では、電源基板に由来するあらゆる雑音がデジタル基板に害を及ぼすことを防止するために、電力基板をデジタル基板から容易に隔離することが可能である。また、積層構成は、基板間の特徴部を直接接続することを可能にし、それによって配線の存在を低減する。更に、回路基板は、リジッド・フレックス・リジッド回路の一部として構成され、リジッド部品がより小さい体積測定領域に「ファン (fanned) 」されることを可能にし得る。

10

【 0 0 9 0 】

本開示の態様によれば、回路基板 4 3 2、4 3 4、4 3 6 は、特定の機能を提供する。例えば、1つの回路基板を 4 3 2 は、電池保護回路を実行するための構成要素を提供することができる。同様に、別の回路基板 4 3 4 は、電池コントローラを実行するための構成要素を提供することができる。別の回路基板 4 3 6 は、例えば、高電力バックコントローラ構成要素を提供することができる。最後に、電池保護回路は、電池セル 4 3 8 a ~ n を連結するための接続経路を提供することができる。回路基板を積層構成で配置し、基板をそれぞれの機能により分離することによって、基板を、個々の雑音及び発熱を最良に扱う特定の順序で戦略的に配置することができる。例えば、高電力バックコントローラ構成要素を有する回路基板が最も発熱するため、それを他の基板から隔離し、積層体の中心に配置することができる。このようにして、医師又は装置のオペレータが熱を感じないようにする努力において、装置の外表面から熱から遠ざけることが可能である。加えて、電池基板接地は、接地ループによってもたらされる雑音を低減するために中心がバックコントローラ基板に位置する、スタートボロジで構成されてもよい。

20

【 0 0 9 1 】

戦略的に積層された回路基板、回路基板からマルチリード電池端子アセンブリへの低熱伝導経路及びフレックス回路 3 5 1 6 は、装置の外表面に熱が到達しないように補助する特徴部である。電池セル及びバック構成要素は、セル及びバック構成要素によって生成された熱が、医師の手から離れた部分に入るように、ハンドルアセンブリ 1 0 2 (図 1 及び図 2) 内のフレックス回路に熱的に接続される。フレックス回路は、その露出基盤領域及び熱を再指向し、吸収し、かつ / 又はより広い領域に放散する、銅の有利な伝導特性に起因して、比較的高い熱質量を提示し、それによって熱の集中を減速させ、装置の外表面上の高スポット温度を制限する。より大きな熱ウェル、シンク又は絶縁体、金属コネクタキャップ、及び装置のフレックス回路又はハンドルアセンブリ 1 0 2 におけるより重い銅含有量を含むが、これらに限定されない他の技術も同様に実装され得る。

30

40

【 0 0 9 2 】

取り外し可能な電池アセンブリ 4 3 0 の別の利点は、L i イオン電池が使用されるときに認識される。前述のように、L i イオン電池は、複数セルの並列構成で充電すべきではない。これは、電圧が特定のセルにおいて上昇するため、他のより低い電圧のセルよりも速く追加充電を許容し始めるからである。したがって、そのセルに対する充電を個別に制御することができるように、セルを監視する。L i イオン電池がセル 4 3 8 a ~ n の群から形成されるとき、装置の外部から電池 4 3 8 a ~ n に延在する多数の導線 (第 1 のセルを超える各電池セルに少なくとも 1 つの追加の導線) が必要とされる。取り外し可能な電池アセンブリ 4 3 0 を有することにより、電池セル 4 3 8 a ~ n は、一態様では、それ自体が露出した接点の組を有し、取り外し可能な電池アセンブリ 4 3 0 がハンドルアセンブ

50

【 0 0 9 3 】

【 0 0 9 4 】

【 0 0 9 5 】

負荷下で、一次電池 452 a ~ d は、出力電圧 V_0 を提供し、一方で二次再充電可能電池

454は、充電器455によって充電される。一態様では、NiMH電池内の二次再充電可能電池454及び充電器455は、好適なNiMH充電器である。出力電圧 V_o が高負荷条件に起因してサグ又はドループするとき、電圧 V_x はスイッチモード電源456を動作させて、追加の電流を負荷に供給することによって出力電圧 V_o を回復する。ダイオード458は、スイッチモード電源456の出力に電流が流入するのを防ぐように設けられている。したがって、スイッチモード電源456の出力電圧 V_b は、補助電流が負荷に流入し得る前に、ダイオード458（約0.7V）にわたる電圧降下を超えなければならない。任意に、電池テストスイッチ459及びテストレジスタ R_{Test} を設けて、負荷条件下で補助電源回路450をテストすることができる。特に、図21を考慮して、電池アセンブリ400、410、420、430は、スイッチ457b及びレジスタ457cを含むテスト回路457aを備えてもよく、それによりスイッチ457bが閉じたとき（例えば、テストボタン426を介して）、レジスタ457cは、一次電池452a~dが出力電圧 V_o を送達可能であるか否かをテストする。そうでなければ、レジスタ457は、二次電池454が、スイッチモード電源456の動作を介して、 V_b を送達することができ、それによりダイオード458を通過する補助電流は、出力電圧 V_o を回復する。

【0096】

図22は、本開示の一態様による、外科用器具100にエネルギーを供給するためのスイッチモード電源回路460を示す。スイッチモード電源回路460は、それぞれ図16、図17及び図19に関して記載される電池アセンブリ400、410、430のうちのいずれか1つに配設されてもよい。図示した例では、スイッチモード電源回路460は、一次Liセル電池429a~dを備え、正（+）出力電圧が、スイッチングレギュレータ464の入力端子 V_{IN} に連結される。任意の好適な数の一次セルを用いてもよいことが理解されるであろう。スイッチモード電源回路460は、遠隔オン/オフスイッチを含む。スイッチングレギュレータ464の入力 V_{IN} はまた、キャパシタ C_i により表される入力フィルタを含む。スイッチングレギュレータ464の出力 V_{out} は、インダクタL及びキャパシタ C_o により表される出力フィルタに連結される。キャッチダイオードDは、 V_{out} と地面との間に配設される。フィードバック信号は、出力フィルタ C_o からスイッチングレギュレータ464のFB入力に提供される。負荷レジスタ R_L は、負荷を表す。一態様では、最小負荷、は約200mAである。一態様では、出力電圧 V_{out} は、800mAで3.3VDCである。

【0097】

図23は、本開示の一態様による、外科用器具100にエネルギーを供給するための図22に示すスイッチングレギュレータ464の別個のバージョンを示す。スイッチングレギュレータ464は、 V_{IN} 端子における電池アセンブリ400、410、420、430から入力電圧を受信する。オン/オフ入力での信号は、スイッチ471の状態を制御することによって、スイッチングレギュレータ464の動作を有効又は無効にする。フィードバック信号は、分圧器回路463によって分割されたFB入力時の負荷から受信される。分圧器463からの電圧は、固定利得増幅器465の正入力に印加される。固定利得増幅器465の負入力は、バンドギャップ基準ダイオード469（例えば、1.23V）に連結される。固定利得増幅器465の増幅出力は、コンパレータ466の正入力に印加される。コンパレータ466の負入力は、50kHz発振器467の入力を受信する。コンパレータ466の出力は、駆動するドライバ468及び出力トランジスタ461に印加される。出力トランジスタ461は、 V_{out} 端子を介して、電圧及び電流を負荷に供給する。

【0098】

図24は、本開示の一態様による、外科用器具100にエネルギーを供給するための線形電源回路470を示す。線形電源回路470は、それぞれ図16、図17、図18及び図19に関して記載される電池アセンブリ400、410、420、430のうちのいずれか1つに配設されてもよい。図示した例では、線形電源回路470は、一次Liセル電池462a~dを備え、正（+）出力電圧が、トランジスタ472の V_{IN} 端子に連結さ

れる。トランジスタ 472 の出力は、線形電源回路 470 の V_{OUT} 端子を介して、負荷に電流及び電圧を供給する。入力フィルタ C_i は、入力側に設けられ、出力フィルタ C_o は、出力側に設けられる。ツェナダイオード D_z は、トランジスタ 472 の基部に調整電圧を印加する。バイアス抵抗は、ツェナダイオード D_z 及びトランジスタ 472 をバイアスする。

【0099】

図 25 は、本開示の一態様による、マルチリードハンドル端子アセンブリに通信可能に連結された装置識別子を露出するように、左シェル半分がハンドルアセンブリ 482 から取り除かれた、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 の立面分解図である。本開示の追加の態様では、インテリジェント又はスマート電池を使用して、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 に通電する。しかしながら、スマート電池は、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 に限定されず、説明されるように、互いに異なる電力要件（例えば、電流及び電圧）を有していてもいなくてもよい、種々の装置で使用することができる。スマート電池アセンブリ 486 は、本開示の一態様により、電気的に連結される特定の装置を有利に識別することができる。暗号化又は非暗号化された識別方法によってこれを行う。例えば、スマート電池アセンブリ 486 は、接続部分 488 などの接続部分を有し得る。ハンドルアセンブリ 482 はまた、マルチリードハンドル端子アセンブリ 491 に通信可能に連結され、ハンドルアセンブリ 482 に関する少なくとも 1 つの情報を通信するように動作可能な装置識別子が設けられ得る。この情報は、ハンドルアセンブリ 482 が使用された回数、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 484（現在、ハンドルアセンブリ 482 から切断されている）が使用された回数、導波管シャフトアセンブリ 490（現在、ハンドルアセンブリ 482 に接続されている）が使用された回数、現在ハンドルアセンブリ 482 に接続されている導波管シャフトアセンブリ 490 の種類、現在ハンドルアセンブリ 482 に接続されている超音波変換器 / 発生器アセンブリ 484 の種類若しくは識別及び / 又は多くの他の特性に関し得る。スマート電池アセンブリ 486 が、ハンドルアセンブリ 482 に挿入されると、スマート電池アセンブリ 486 内の接続部分 488 は、ハンドルアセンブリ 482 の装置識別子と通信接触する。ハンドルアセンブリ 482 は、ハードウェア、ソフトウェア、又はそれらの組み合わせを通して、スマート電池アセンブリ 486 に情報を送信することができる（自己起動によるか、又はスマート電池アセンブリ 486 からの要求に回答して）。この通信された識別子は、スマート電池アセンブリ 486 の接続部分 488 によって受信される。一態様では、一旦スマート電池アセンブリ 486 が情報を受信すると、通信部分は、スマート電池アセンブリ 486 の出力を制御して、装置の特定の電力要件に応じるように動作可能である。

【0100】

一態様では、通信部分は、別個又は単一の構成要素であり得る、プロセッサ 493 及びメモリ 497 を含む。プロセッサ 493 は、メモリと組み合わせて、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 のためのインテリジェントな電力管理を提供することができる。この態様は、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 などの超音波装置が、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 に固有であり得る電力要件（周波数、電流及び電圧）を有するため、特に有利である。実際に、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 は、外管 494 の 1 つの寸法又は種類に対する特定の電力要件又は制限、並びに異なる寸法、形状及び / 又は構成を有する第 2 の種類の導波管に対する第 2 の異なる電力要件を有し得る。

【0101】

したがって、本開示の一態様による、スマート電池アセンブリ 486 は、電池アセンブリがいくつかの外科用器具の間で使用されることを可能にする。スマート電池アセンブリ 486 は、それが取設された装置を識別することができ、またそれに従ってその出力を変更することができるため、スマート電池アセンブリ 486 を利用する様々な異なる外科用器具のオペレータは、使用されるエレクトロニクス装置内に設置しようとしている電源について懸念する必要がなくなる。これは、複雑な外科手技の途中で、電池アセンブリが、

別の外科用器具と置換又は交換される必要がある動作環境において特に有利である。

【0102】

本開示の更なる態様では、スマート電池アセンブリ486は、特定の装置が使用される毎に記録をメモリ497に記憶する。この記録は、装置の有用な又は許容される寿命の終了を評価するために有用であり得る。例えば、装置が20回使用されると、その装置は、「もはや信頼できない」外科用器具として定義されるため、装置に接続されるスマート電池アセンブリ486内のそのような電池は、それに電力を供給することを拒否する。信頼性は、多くの因子に基づいて決定される。1つの因子は摩耗であり得、これは装置が使用された又は起動された回数を含む、多くの方法で推定され得る。ある特定の使用回数後に、装置の部品は摩耗し、部品間の許容範囲を超え得る。例えば、スマート電池アセンブリ486は、ハンドルアセンブリ482によって受信されるボタンを押した回数を知覚することができ、ボタンを押した回数がいつ最大になったか、又はそれを超えたかを決定することができる。スマート電池アセンブリ486はまた、例えば、ハンドルが例えば塩水で汚染された場合に变化し得る、ボタン機構のインピーダンスを監視することができる。

10

【0103】

この摩耗は、手技中に許容できない故障につながり得る。いくつかの態様では、スマート電池アセンブリ486は、どの部品が装置内で一緒に組み合わされたか、更には部品が経験した使用回数を認識することができる。例えば、スマート電池アセンブリ486が、本開示によるスマート電池である場合、ユーザが複合装置の使用を試みる前に、ハンドルアセンブリ482、導波管シャフトアセンブリ490、並びに超音波変換器/発生器アセンブリ484を識別することができる。スマート電池アセンブリ486内のメモリ497は、例えば、超音波変換器/発生器アセンブリ484が動作している時間及びいつ、どのように、どれだけの期間にわたって動作しているかを記録することができる。超音波変換器/発生器アセンブリ484が個々の識別子を有する場合、スマート電池アセンブリ486は、超音波変換器/発生器アセンブリ484の使用を追跡し、一旦ハンドルアセンブリ482又は超音波変換器/発生器アセンブリ484がその最大使用回数を超えると、その超音波変換器/発生器アセンブリ484への電力供給を拒否することができる。超音波変換器/発生器アセンブリ484、ハンドルアセンブリ482、導波管シャフトアセンブリ490又は他の構成要素は、この情報も同様に記録するメモリチップを含むことができる。このようにして、スマート電池アセンブリ486内の任意の数のスマート電池は、任意の数の超音波変換器/発生器アセンブリ484、ステーブラ、導管シーラなどと共に使用することができ、依然として超音波変換器/発生器アセンブリ484、ステーブラ、導管シーラなどの合計使用回数、又は合計使用時間(クロックの使用を通して)、又は合計作動回数など、又は充電若しくは放電サイクルを決定することができる。スマート機能性は、電池アセンブリ486の外部に存在してもよく、例えば、ハンドルアセンブリ482、超音波変換器/発生器アセンブリ484及び/又はシャフトアセンブリ490内に存在してもよい。

20

30

【0104】

超音波変換器/発生器アセンブリ484の使用をカウントして、超音波変換器/発生器アセンブリ484の寿命をインテリジェントに終了すると、外科用器具は、外科手技における超音波変換器/発生器アセンブリ484の実際の使用の完了と、例えば電池交換又は外科手技における一時的遅延に起因する超音波変換器/発生器アセンブリ484の作動の瞬間的喪失とを正確に区別する。したがって、超音波変換器/発生器アセンブリ484の起動回数を簡単にカウントするための代替として、リアルタイムクロック(RTC)回路を実装して、超音波変換器/発生器アセンブリ484が実際にシャットダウンされた時間の量を追跡することができる。測定された時間の長さから、シャットダウンが、実際の1回の使用の終了と見なすのに十分に重大であったか、又はシャットダウンが、短すぎて1回の使用の終了と見なすことができなかつたかを決定することができる。したがって、いくつかの用途では、この方法は、例えば、外科手技中に10回「起動」が発生すると、それによって10回の起動は、カウンタが1ずつ増分されることを示すはずであるとする、

40

50

簡単な「起動ベースの」アルゴリズムよりも超音波変換器／発生器アセンブリ４８４の有用な寿命をより正確に決定することができる。一般に、この内部クロック同期の種類及びシステムは、簡単な「起動ベースの」アルゴリズムを欺くように設計された装置の誤用を防ぎ、また正当な理由で必要とされた超音波変換器／発生器アセンブリ４８４又はスマート電池アセンブリ４８６の簡単な切り離しのみが存在していた場合に完全な使用の不正なログを防ぐであろう。

【０１０５】

外科用器具４８０の超音波変換器／発生器アセンブリ４８４は再利用可能であるが、一態様では、外科用器具４８０が洗浄及び滅菌中に過酷な条件に曝されるため、有限の使用回数を設定することができる。より具体的には、電池パックは、滅菌されるように構成される。外表面に用いられる材料にかかわらず、使用される実際の材料について限られた予想寿命がある。この寿命は、例えば、ほんの数例を挙げれば、パックが実際に滅菌された時間の量、パックが製造されてからの時間、パックが再充電された回数を含み得る、様々な特性によって決定される。また、電池セル自体の寿命が限定される。本開示のソフトウェアは、超音波変換器／発生器アセンブリ４８４及びスマート電池アセンブリ４８６の使用回数を検証し、この使用回数に達したか、又は超えたときに装置を無効にする、本発明のアルゴリズムを組み込んでいる。考えられる滅菌方法の各々における電池パック外部の分析を行うことができる。最も過酷な滅菌手技に基づいて、最大数の許可された滅菌を定義することができ、その数をスマート電池アセンブリ４８６のメモリに記憶することができる。充電器が非無菌であり、スマート電池アセンブリ４８６が充電後に使用されると想定される場合、充電カウントは、特定のパックが遭遇する滅菌回数に等しいと定義され得る。

10

20

【０１０６】

一態様では、電池パック内のハードウェアは、パックがソフトウェアによって無効にされた後に、電池セルからの連続的なドレインに起因する安全性の懸念を最小化又は排除することができる。電池の内部ハードウェアが、ある特定の低電圧条件下で電池を無効にすることができない状況が存在し得る。そのような状況において、一態様では、充電器を使用して電池を「止める」ことができる。電池がその充電器に入っている間、電池マイクロコントローラはオフであるという事実に起因して、不揮発性のシステム管理バス（ＳＭＢ）ベースの電氣的に消去可能なプログラマブル読み出し専用メモリ（ＥＥＰＲＯＭ）を使用して、電池マイクロコントローラと充電器との間で情報を交換することができる。したがって、一連のＥＥＰＲＯＭを使用して、電池マイクロコントローラがオフであるときでも書き込み及び読み出し可能な情報を記憶することができ、これは充電器又は他の周辺装置と情報を交換しようとするときに非常に有益である。この例のＥＥＰＲＯＭは、ほんの数例を挙げれば、少なくとも（ａ）電池が無効にされるべき時点の使用カウント限界（電池使用カウント）、（ｂ）電池が経験する手技の数（電池手技カウント）及び／又は（ｃ）電池が経験する充電の回数（充電カウント）を記憶するのに十分なメモリレジスタを含むように構成され得る。使用カウントレジスタ及び充電カウントレジスタなどのＥＥＰＲＯＭに記憶される情報のうちのいくつかは、ＥＥＰＲＯＭの書き込み禁止部分に記憶され、ユーザが情報を変更するのを防ぐ。一態様では、使用及びカウンタは、データ破壊を検出するために対応するビット反転小レジスタと共に記憶される。

30

40

【０１０７】

ＳＭＢｕｓライン中の任意の残留電圧は、マイクロコントローラを損傷し、ＳＭＢｕｓ信号を破壊することがある。したがって、マイクロコントローラがオフの間に、電池コントローラ７０３のＳＭＢｕｓラインが電圧を搬送しないことを保証するために、外部ＳＭＢｕｓラインと電池マイクロコントローラ基板との間にリレーが設けられている。

【０１０８】

スマート電池アセンブリ４８６の充電中、例えば、定電流／定電圧充電スキームを用いるとき、電池への電流の流入が、漸減様式で所与の閾値を下回ると、スマート電池アセンブリ４８６内の電池の「充電終了」状態が決定される。この「充電終了」状態を正確に検

50

出するために、電池マイクロコントローラ及びバック基板は、電池の充電中に電源が切られてオフになり、基板によって引き起こされ得、かつ漸減電流検出を干渉し得る任意の電流ドレインを低減する。更に、マイクロコントローラ及びバック基板は、充電中にパワーダウンされ、結果として生じる任意の S M B u s 信号の破壊を防ぐ。

【 0 1 0 9 】

充電器に関して、一態様では、スマート電池のアセンブリ 4 8 6 が、正しい挿入位置以外の任意の方法で充電器に挿入されることを防ぐ。したがって、スマート電池アセンブリ 4 8 6 の外部には、充電器を保持する特徴部が設けられている。スマート電池アセンブリ 4 8 6 を充電器内に確実に保持するためのカップは、スマート電池アセンブリ 4 8 6 が正しい（意図された）方法以外の任意の方法で偶発的に挿入されることを防ぐために、輪郭に一致する先細形状で構成される。スマート電池のアセンブリ 4 8 6 の存在が、充電器自体によって検出可能であり得ることが更に企図される。例えば、充電器は、電池保護回路からの S M B u s 伝送の存在、並びに保護基板内に位置するレジスタを検出するように構成されてもよい。そのような場合、充電器は、スマート電池アセンブリ 4 8 6 が正しく着座するまで、又は充電器の定位置になるまで、充電器のピンにおいて露出される電圧を制御することが可能になる。これは、充電器のピンにおける露出電圧が、ピンにわたって電氣的短絡が起こり、充電器が不用意に充電を開始するというハザード及び危険性を提示するためである。

10

【 0 1 1 0 】

いくつかの態様では、スマート電池アセンブリ 4 8 6 は、音響及び／又は視覚フィードバックを通してユーザに通信することができる。例えば、スマート電池アセンブリ 4 8 6 は、L E D を事前に設定された方法で点灯させることができる。そのような場合、超音波変換器／発生器アセンブリ 4 8 4 内のマイクロコントローラが L E D を制御するが、マイクロコントローラは、スマート電池アセンブリ 4 8 6 から直接実行される命令を受信する。

20

【 0 1 1 1 】

本開示のなおも更なる態様では、超音波変換器／発生器アセンブリ 4 8 4 内のマイクロコントローラは、所定の期間にわたって使用されないとき、スリープモードに移行する。有利に、スリープモードのとき、マイクロコントローラのクロックスピードが低減され、電流ドレインを大幅に削減する。プロセッサは、ピンギングを継続して入力を検知するために待機するため、いくらかの電流が消費され続ける。有利に、マイクロコントローラがこの省電力スリープモードにあるとき、マイクロコントローラ及び電池コントローラは、L E D を直接制御することができる。例えば、デコーダ回路は、超音波変換器／発生器アセンブリ 4 8 4 に内蔵され、通信ラインに接続され得、それにより超音波変換器／発生器アセンブリ 4 8 4 マイクロコントローラが「オフ」であるか、又は「スリープモード」にある間、L E D は、プロセッサ 4 9 3 によって独立して制御され得る。これは、超音波変換器／発生器アセンブリ 4 8 4 内のマイクロコントローラをウェイクアップさせる必要を排除する、省電力特徴部である。電力は、発生器をオフにする一方で、依然としてユーザインターフェースインジケータを能動的に制御可能にすることによって保存される。

30

【 0 1 1 2 】

別の態様は、使用中でないとき、マイクロコントローラのうちの 1 つ又は 2 つ以上を減速して、電力を保存する。例えば、両方のマイクロコントローラのクロック周波数を低減して、節電することができる。同期運転を維持するために、マイクロコントローラは、ほぼ同時に発生するそれぞれのクロック周波数の変更、及び全速動作が必要とされるときに低減、次いでその後の周波数の増加の両方を調整する。例えば、アイドルモードに入ると、クロック周波数は減少し、アイドルモードを出ると、周波数は増加する。

40

【 0 1 1 3 】

追加の態様では、スマート電池アセンブリ 4 8 6 は、そのセル内に残存する使用可能な電力量を決定することができ、予想される手技全体で装置を予測可能に動作させるのに十分な電力が残っていると判断した場合にのみ、取設された外科用器具を動作させるように

50

プログラムされている。例えば、スマート電池アセンブリ 486 は、外科用器具を 20 秒間動作させるのに十分な電力がセル内にない場合、非動作状態のままである。一態様により、スマート電池アセンブリ 486 は、その最も最近の先行機能、例えば外科的切断の終了時にセル内に残存する電力量を決定する。この態様では、したがって、スマート電池アセンブリ 486 は、例えば、その手技の間、セルが電力不足であると判断した場合に、その後の機能を実行しないようにする。代替として、スマート電池アセンブリ 486 が、手技の間、その後の手技のために十分な電力があり、その閾値を下回ると判断した場合には、進行中の手技を中断せず、代わりにそれを終了させ、その後に追加の手技が発生するのを防ぐ。

【0114】

下記は、本開示のスマート電池アセンブリ 486 を備える装置の使用を最大化する利点を説明する。この例では、異なる装置のセットは、異なる超音波伝送導波管を有する。定義により、導波管は、それぞれの最大許容電力限界を有し得、その電力限界を超えると、導波管に過剰なストレスをかけ、最終的にそれを破断させる。導波管のセットからの 1 つの導波管は、本来、最小の最大電力許容範囲を有する。従来技術の電池は、インテリジェントな電池電力管理を欠いているため、従来技術の電池の出力は、装置 / 電池と共に使用されるように想定されているセットの最小 / 最も薄い / 最も壊れやすい導波管に対する、最大許容電力入力の最小値によって制限されなければならない。より大きく厚い導波管がそのハンドルに後で取設され、定義上、より大きな力が加えられることを可能にするにもかかわらず、これは真である。この制限はまた、最大電池電力についても真である。例えば、1 つの電池が複数の装置で使用されるように設計される場合、その最大出力電力は、それが使用される装置のうちのいずれかの最低最大電力定格に制限される。そのような構成により、1 つ又は 2 つ以上の装置又は装置構成は、電池が特定の装置の特定の制限を知らないため、電池の使用を最大化することができない。

【0115】

一態様では、スマート電池アセンブリ 486 を用いて、上述の超音波装置の制限をインテリジェントに回避することができる。スマート電池アセンブリ 486 は、1 つの装置又は特定の装置構成に対して 1 つの出力を生成することができ、同じスマート電池アセンブリ 486 は、第 2 の装置又は装置構成に対して異なる出力を後に生成することができる。このユニバーサルスマート電池外科用システムは、空間及び時間が重要である現代の手術室にふさわしい。スマート電池パックに多くの異なる装置を動作させることによって、看護師は、これらのパックの記憶、検索及び在庫を容易に管理することができる。有利に、一態様では、本開示によるスマート電池は、1 つのタイプの充電ステーションを用いることができ、したがって使用の容易性及び効率性を増加させ、手術室充電機器のコストを減少させる。

【0116】

加えて、電気ステープラなどの他の外科用器具は、モジュール手持ち型超音波外科用器具 480 のものとは異なる電力要件を有し得る。本開示の様々な態様によれば、スマート電池アセンブリ 486 は、一連の外科用器具のうちのいずれか 1 つと共に使用することができ、それが設置されている特定の装置にそれ自体の電力出力を適合させるように作製され得る。一態様では、この電力適合は、スマート電池アセンブリ 486 と一体であるか、又は他の方法で連結される、バックブースト、ブースト又は他の構成などのスイッチモード電源のデューティサイクルを制御することによって実施される。他の態様では、スマート電池アセンブリ 486 は、装置動作中にその電力出力を動的に変化させることができる。例えば、導管封止装置において、電力管理は、改善された組織封止を提供する。これらの装置では、大きな定電流値が必要となる。組織が封止されると、そのインピーダンスが変化するため、総電力出力を動的に調整する必要がある。本開示の態様は、スマート電池アセンブリ 486 に可変最大電流制限を提供する。電流制限は、用途又は装置の要件に基づいて、用途（又は装置）毎に異なり得る。

【0117】

図 2 6 は、本開示の一態様による、図 2 5 に示す超音波外科用器具 4 8 0 のトリガ 4 8 3 部分及びスイッチの詳細図である。トリガ 4 8 3 は、エンドエフェクタ 4 9 2 のジョー部材 4 9 5 に動作可能に連結される。超音波ブレード 4 9 6 は、起動スイッチ 4 8 5 の起動時に、超音波変換器 / 発生器アセンブリ 4 8 4 によって通電される。ここで引き続き図 2 5、及び図 2 6 も見ると、トリガ 4 8 3 及び起動スイッチ 4 8 5 は、ハンドルアセンブリ 4 8 2 の構成要素として示される。トリガ 4 8 3 は、導波管シャフトアセンブリ 4 9 0 の超音波ブレード 4 9 6 と協働関係を有するエンドエフェクタ 4 9 2 を起動して、エンドエフェクタジョー部材 4 9 5 及び超音波ブレード 4 9 6 と組織及び / 又は他の物質との種々の接触を可能にする。エンドエフェクタ 4 9 2 のジョー部材 4 9 5 は、通常は、ジョーと超音波ブレード 4 9 6 との間に配設された組織の上に把持又はクランプするように作用する枢動ジョーである。一態様では、可聴フィードバックが、トリガが完全に押下されるとクリックするトリガ内に提供される。雑音は、トリガが閉じながらスナップする薄い金属部品によって生成され得る。この特徴部は、可聴構成要素を、導波管に対してジョーが完全に圧縮されること、及び導管封止を達成するために十分なクランピング圧が印加されていることをユーザに通知するユーザフィードバックに追加する。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、トリガ 4 8 3 に連結されて、ユーザによってトリガ 4 8 3 に加えられた力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ 4 8 5 ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ 4 8 5 ボタンに加えられた力に対応する。

10

20

30

40

50

【0118】

起動スイッチ 4 8 5 は、押下されると、モジュール手持ち型超音波外科用器具 4 8 0 を超音波動作モードにして、導波管シャフトアセンブリ 4 9 0 に超音波運動を生じさせる。一態様では、起動スイッチ 4 8 5 の押下により、スイッチ内の電気接点が閉じ、それによってスマート電池アセンブリ 4 8 6 と超音波変換器 / 発生器アセンブリ 4 8 4 との間の回路が完了し、前述のように、超音波変換器に電力が印加される。別の態様では、活性化スイッチ 4 8 5 の押下は、スマート電池アセンブリ 4 8 6 への電気接点を閉じる。当然のことながら、回路内の電気接点を閉じることに關する説明は、ここでは、スイッチ動作に關する単なる例示の一般的な説明である。スイッチから情報を受信し、その情報に基づいて対応する回路反応を指向する開放接点又はプロセッサ制御された電力送達を含むことができる代替的な態様が多く存在する。

【0119】

図 2 7 は、本開示の一態様による、開放位置にあるジョー部材 4 9 5 を有する遠位端からの、エンドエフェクタ 4 9 2 の断片的に拡大された斜視図である。図 2 7 を参照して、導波管シャフトアセンブリ 4 9 0 の遠位端 4 9 8 の斜視部分図を示す。導波管シャフトアセンブリ 4 9 0 は、導波管の部分を含む外管 4 9 4 を含む。導波管 4 9 9 の超音波ブレード 4 9 6 部分は、外管 4 9 4 の遠位端 4 9 8 から突出している。それは、医療手技中に組織に接触し、その超音波エネルギーを組織に伝達する超音波ブレード 4 9 6 部分である。導波管シャフトアセンブリ 4 9 0 はまた、外管 4 9 4 及び内管（この図では見えない）に連結されたジョー部材 4 9 5 を含む。ジョー部材 4 9 5 は、導波管 4 9 9 の内管及び外管、並びに超音波ブレード 4 9 6 部分と共に、エンドエフェクタ 4 9 2 と称され得る。下で説明されるように、外管 4 9 4 及び図示されていない内管が、互いに対して長手方向にスライドする。外管 4 9 4 と図示されていない内管との相対移動が生じると、ジョー部材 4 9 5 は、枢動点上で旋回し、それによりジョー部材 4 9 5 を開閉させる。閉じたとき、ジョー部材 4 9 5 は、ジョー部材 4 9 5 と超音波ブレード 4 9 6 との間に位置する組織に挟持力を与え、正の効率的なブレードと組織との接触を保証する。

【0120】

図 2 8 は、本開示の一態様による、外科用器具 1 0 0 のモジュールシャフトアセンブリ 1 1 0 及びエンドエフェクタ 1 1 2 部分を示す。シャフトアセンブリ 1 1 0 は、外管 1 4 4、内管 1 4 7 及び超音波伝送導波管 1 4 5 を備える。シャフトアセンブリ 1 1 0 は、ハンドル 1 0 2 に取り外し可能に取り付けられている。内管 1 4 7 は、外管 1 4 4 内に摺動

自在に受容されている。超音波伝送導波管 1 4 5 は、内管 1 4 7 内に位置決めされている。エンドエフェクタ 1 1 2 のジョー部材 1 1 4 は、枢動点 1 5 1 において外管 1 4 4 に枢動的に連結されている。ジョー部材 1 1 4 はまた、ピン 1 5 3 によって内管 1 4 7 に連結され、それにより内管 1 4 7 がスロット 1 5 5 内を摺動し、ジョー部材が開閉する。図示した構成において、内管 1 4 7 はその遠位位置にあり、ジョー部材 1 1 4 は開いている。ジョー部材 1 1 4 を閉じるために、内管 1 4 7 を近位方向 1 5 7 に後退させ、ジョー部材を開くために、遠位方向 1 5 9 に前進させる。シャフトアセンブリ 1 1 0 の近位端部は、ジョー部材管（例えば、内管）/ばねアセンブリ 1 4 1 を含む。ばね 1 3 9 は、異なるシャフトアセンブリと共に使用するための一定力制御機構、一定力閉鎖を制御するためのモータ閉鎖、閉鎖システムを駆動するための 2 つのバー機構、閉鎖システムを押し引きするためのカムロープ、一定力を制御するための閉鎖又は波ばね設計を駆動するための駆動ねじ設計を適用するために設けられている。

10

【0121】

図 2 9 は、内管 / ばねアセンブリ 1 4 1 の詳細図である。閉鎖機構 1 4 9 は、トリガ 1 0 8（図 1 ~ 図 3）に動作可能に連結されている。したがって、トリガ 1 0 8 が握られると、内管 1 4 3 が近位方向 1 5 7 に後退してジョー部材 1 1 4 を閉じる。したがって、トリガ 1 0 8 が解放されると、内管 1 4 3 が遠位方向 1 5 9 に前進してジョー部材 1 1 4 を開く。

【0122】

複合超音波 / 電気外科用器具のより詳細な説明については、米国特許第 9, 107, 690 号が参照され、参照により本明細書に組み込まれる。

20

【0123】

図 3 0 は、本開示の一態様による、モジュール電池式手持ち型複合超音波 / 電気外科用器具 5 0 0 を示す。図 3 1 は、本開示の一態様による、図 3 0 に示す外科用器具 5 0 0 の分解図である。ここで図 3 0 及び図 3 1 を参照して、外科用器具 5 0 0 は、ハンドルアセンブリ 5 0 2、超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 5 0 4、電池アセンブリ 5 0 6、シャフトアセンブリ 5 1 0 及びエンドエフェクタ 5 1 2 を備える。超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 5 0 4、電池アセンブリ 5 0 6 及びシャフトアセンブリ 5 1 0 は、ハンドルアセンブリ 5 0 2 に取り外し可能に接続可能なモジュール構成要素である。ハンドルアセンブリ 5 0 2 はまた、モータアセンブリ 5 6 0 を備えている。外科用器具 5 0 0 は、超音波振動及び電気外科用高周波電流の両方を用いて生体組織上で外科的凝固 / 切断処置を行い、高周波電流を用いて生体組織上で外科的凝固処置を行うように構成されている。超音波振動及び高周波（例えば、RF）電流は、アルゴリズム又はユーザ入力制御に応じて独立に又は組み合わせて適用することができる。

30

【0124】

超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 5 0 4 は、ハウジング 5 4 8、LCD ディスプレイなどのディスプレイ 5 7 6、例えば、超音波変換器 5 3 0、電気回路 1 7 7（図 4、図 1 0、及び / 又は図 1 4 の電気回路 3 0 0）及び RF 電極を駆動し、RF 発生器回路の部分を形成するように構成された電気回路 7 0 2（図 3 4）を備える。シャフトアセンブリ 5 1 0 は、外管 5 4 4、超音波伝送導波管 5 4 5 及び内管（図示せず）を備える。エンドエフェクタ 5 1 2 は、ジョー部材 5 1 4 及び超音波ブレード 5 1 6 を備える。ジョー部材 5 1 4 は、RF 発生器回路に連結された電極 5 1 5 を備える。超音波ブレード 5 1 6 は、超音波伝送導波管 5 4 5 の遠位端である。ジョー部材 5 1 4 は、ジョー部材 5 1 4 と超音波ブレード 5 1 6 との間の組織を把持するように枢動的に回転可能である。ジョー部材 5 1 4 は、トリガ 5 0 8 に動作可能に連結されている。トリガ 5 0 8 は、トリガ 5 0 8 を握ったときにジョー部材 5 1 4 を閉じるように、またトリガ 5 0 8 を解放して組織を解放したときにジョー部材 5 1 4 を開くように機能する。1 段トリガ構成では、トリガ 5 0 8 を握ってジョー部材 5 1 4 を閉じ、一旦ジョー部材 5 1 4 が閉じると、スイッチ部の第 1 のスイッチ 5 2 1 a を起動して、RF 発生器に通電して組織を封止する。組織を封止した後、スイッチ部 5 2 0 の第 2 のスイッチ 5 2 1 b を起動して、超音波発生器に通電して組織

40

50

を切断する。様々な態様では、トリガ 508 は、2 段又は多段トリガであってもよい。2 段トリガ構成では、第 1 段の間、ジョー部材 514 を閉じる途中でトリガ 508 を握り、第 2 段の間、RF 発生器回路に通電して組織を封止する途中でトリガ 508 を握る。組織を封止した後、スイッチ 521a、521b のうちの 1 つを起動して、超音波発生器に通電して組織を切断することができる。組織を切断した後、トリガ 508 を解放することによってジョー部材 514 を開き、組織を解放する。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、トリガ 508 に連結されて、ユーザによってトリガ 508 に加えられた力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ 520 ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ 520 ボタンに加えられた力に対応する。

10

【0125】

電池アセンブリ 506 は、電気コネクタ 532 によってハンドルアセンブリ 502 に電氣的に接続される。ハンドルアセンブリ 502 には、スイッチ部 520 が設けられている。第 1 のスイッチ 520a 及び第 2 のスイッチ 520b は、スイッチ部 520 内に設けられている。RF 発生器は、第 1 のスイッチ 520a を作動させることによって起動され、超音波ブレード 516 は、第 2 のスイッチ 520b を作動させることによって起動される。したがって、第 1 のスイッチ 520a は、RF 回路に通電して、組織を通して高周波電流を駆動して封止を形成し、第 2 のスイッチ 520b は、超音波変換器 530 に通電して、超音波ブレード 516 を振動させ、組織を切断する。

20

【0126】

回転ノブ 518 は、シャフトアセンブリ 510 に動作可能に連結されている。矢印 526 によって示される方向に $\pm 360^\circ$ の回転ノブ 518 の回転は、外管 544 を矢印 528 のそれぞれの方向に $\pm 360^\circ$ 回転させる。一態様では、別の回転ノブ 522 は、ジョー部材 514 を回転させるように構成され得るが、超音波ブレード 516 は、静止したままであり、回転ノブ 518 が、外管 144 を $\pm 360^\circ$ 回転させる。外管 144 は、例えば、5 mm ~ 10 mm の範囲の直径 D_1 を有し得る。

30

【0127】

図 32 は、本開示の一態様による、モジュール電池式手持ち型組み合わせ超音波 / RF 外科用器具 600 の部分斜視図である。外科用器具 600 は、超音波振動及び高周波電流の両方を用いて生体組織上で外科的凝固 / 切断処置を行い、高周波電流を用いて生体組織上で外科的凝固処置を行うように構成されている。超音波振動及び高周波（例えば、RF）電流は、アルゴリズム又はユーザ入力制御に応じて独立に又は組み合わせて適用することができる。外科用器具 600 は、ハンドルアセンブリ 602、超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 604、電池アセンブリ 606、シャフトアセンブリ（図示せず）及びエンドエフェクタ（図示せず）を備える。超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 604、電池アセンブリ 606 及びシャフトアセンブリは、ハンドルアセンブリ 602 に取り外し可能に接続可能なモジュール構成要素である。トリガ 608 は、ハンドルアセンブリ 602 に動作可能に連結されている。前述のように、トリガは、エンドエフェクタを動作させる。

40

【0128】

超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 604 は、ハウジング 648、例えば LCD ディスプレイなどのディスプレイ 676 を備える。ディスプレイ 676 は、他のパラメータの中でも特に、組織の厚さ、封止の状態、切断の状態、組織の厚さ、組織インピーダンス、実行中のアルゴリズム、電池容量、印加されるエネルギー（超音波振動又は RF 電流のいずれか）などの外科手技パラメータの視覚ディスプレイを提供する。超音波変換器 / RF 発生器アセンブリ 604 はまた、外科手技において現在適用されているエネルギーモダリティを示すための 2 つの視覚フィードバックインジケータ 678、679 を備える。例えば、1 つのインジケータ 678 は、RF エネルギーが使用されているときを示し、別のインジケータ 679 は、超音波エネルギーが使用されているときを示す。エネルギーモダリティ RF 及び超音波の両方が適用されているときには、両方のインジケータがこの状態を示すことが理解されるであろう。外科用器具 600 はまた、超音波変換器、超音波発生器

50

回路及び／又は電気回路、シャフトアセンブリ、並びにジョー部材及び超音波ブレードを含むエンドエフェクタを備え、モジュール構成要素は、図30及び図31に関して記載されるものと同様であり、この記載は、開示の簡潔性及び明確性のためにここでは繰り返されない。

【0129】

電池アセンブリ606は、電気コネクタによってハンドルアセンブリ602に電氣的に接続される。ハンドルアセンブリ602には、スイッチ部620が設けられている。第1のスイッチ620a及び第2のスイッチ620bは、スイッチ部620内に設けられている。超音波ブレードは、第1のスイッチ620aを作動させることによって起動され、RF発生器は、第2のスイッチ620bを作動させることによって起動される。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサは、トリガ608に連結され、ユーザによってトリガ608に加えられる力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ620ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ620ボタンに加えられた力に対応する。

10

【0130】

回転ノブ618は、シャフトアセンブリに動作可能に連結される。回転ノブ618の±360°の回転は、図30及び図31に関して本明細書に記載されるように、外管をそれぞれの方に±360°回転させる。一態様では、別の回転ノブは、ジョー部材を回転させるように構成され得るが、超音波ブレードは、静止したままであり、回転ノブ618が、外管を±360°回転させる。ボタン673は、シャフトアセンブリをハンドルアセンブリ602に連結し、かつ保持するために使用される。別のスライドスイッチ675を使用して、超音波変換器／RF発生器アセンブリ604をロックイン及び解放する。

20

【0131】

一態様では、外科用器具500、600は、電池式高度エネルギー（超音波振動＋高周波電流）を含み、駆動増幅が複数段に分割されている。異なる増幅の段は、ハンドルアセンブリ502、602、超音波変換器／RF発生器アセンブリ504、604、電池アセンブリ506、606、シャフトアセンブリ510及び／又はエンドエフェクタ112などの外科用器具500、600の異なるモジュール構成要素内に存在し得る。一態様では、超音波変換器／RF発生器アセンブリ504、604は、ハウジング548、648内の超音波変換器及び／又はRF電子回路内の増幅段と、特定のエネルギーモードに関連付けられたエネルギーモダリティに基づく異なる増幅率とを含むことができる。最終段は、前述のように、 I^2C などのバス構造を通してハンドルアセンブリ502、602及び／又は電池アセンブリ506、606内に位置する外科用器具100の電子システムからの信号を介して制御され得る。最終段スイッチシステムは、変圧器及びブロッキングキャパシタに電力を印加して、RF波形を形成するために用いられてもよい。電圧及び電流などのRF出力の測定値は、バスを介して電子システムにフィードバックされる。ハンドルアセンブリ502、602及び／又は電池アセンブリ506、606は、任意の電気分離構成要素、モータ制御及び波形発生器を含む一次増幅器回路の大部分を含むことができる。2つの異なる超音波変換器（例えば、図8及び図9に示す超音波変換器130、130'）及びRF変換器は、事前条件発生器信号を利用し、最終条件づけを実施して、所望の周波数範囲及び増幅のRF信号の異なる周波数変換器に動力を供給する。これが、変換器自体にのみ存在するエレクトロニクス重量サイズ及びコストを最小化する。また、一次プロセッサ基板が、そのサイズに起因して、変換器がほとんど存在しない最も有用なスペースを有するハンドルの領域を占有することを可能にする。また、高摩耗高デューティサイクル素子は、システムが廃棄前に高い繰り返し使用のために設計されているため、より実用的かつ修理可能にする一次エレクトロニクスに接続的に取設されるだけで済むように、エレクトロニクスを分割することができる。

30

40

【0132】

図30～図32に関して記載される外科用器具500、600は、高周波電流を使用して、生体組織上で外科的凝固／切断処置を行い、高周波電流を使用して生体組織上で外科

50

的凝固処置を行うように構成されている。したがって、この追加の機能性を実行するための追加の構造的及び機能的構成要素を、図 3 3 ~ 図 4 4 に関して以下に説明する。

【 0 1 3 3 】

電池アセンブリ 5 0 6、6 0 6 の構造的かつ機能的態様は、図 1、図 2、及び図 1 6 ~ 図 2 4 に関して記載される外科用器具 1 0 0 の電池アセンブリ 1 0 6 のものと同様であり、図 2 0 ~ 図 2 4 に関して記載される電池回路を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような電池アセンブリ 1 0 6 の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。同様に、特に明記しない限り、シャフトアセンブリ 5 1 0 の構造的かつ機能的態様は、図 1 ~ 図 3 に関して記載される外科用器具 1 0 0 のシャフトアセンブリ 1 1 0 のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのようなシャフトアセンブリ 1 1 0 の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、超音波変換器 5 3 0 発生器回路の構造的かつ機能的態様は、図 1、図 2、及び図 4 ~ 図 1 5 に関して記載される外科用器具 1 0 0 の超音波変換器 1 3 0 発生器回路のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような超音波変換器 1 3 0 の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、外科用器具 5 0 0、6 0 0 は、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される回路を含み、例えば、図 1 4 に関して記載される制御回路 2 1 0 及び図 1 5 に関して記載される電気回路 3 0 0 を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される回路の説明は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。

【 0 1 3 4 】

ここで図 3 3 を参照して、本開示の一態様による、図 3 0 ~ 図 3 2 に関して記載された外科用器具 5 0 0、6 0 0 のノズル 7 0 0 部分を示す。ノズル 7 0 0 は、図 3 8 ~ 図 4 4 に関して以下に記載されるとおり、エンドエフェクタ内に位置する電極に高周波 R F 電流を駆動するように構成された電気回路 7 0 2 を含む。電気回路 7 0 2 は、変圧器 7 0 4 の一次巻線に連結されている。変圧器 7 0 4 の二次巻線の正側は、直列に接続された第 1 及び第 2 のブロッキングキャパシタ 7 0 6、7 0 8 に連結されている。第 2 のブロッキングキャパシタ 7 0 8 の負荷側は、エンドエフェクタ電極の正側に連結された正の R F (+) 端子に連結されている。変圧器 7 0 4 の二次側巻線の負側は、負の R F (-) 端子に連結され、そうでなければ接地と呼ばれる。R F エネルギー回路の R F (-) 又は接地端子は、導電性金属で形成された外管 7 4 4 に連結されていることが理解されるであろう。したがって、使用時には、高周波電流は、エンドエフェクタ電極 R F (+) から組織を通して伝導され、負電極 R F (-) を通して戻る。

【 0 1 3 5 】

ここでまた図 3 0、図 3 1 を参照して、一態様では、外管 7 4 4 がエンドエフェクタ 5 1 2 のジョー部材 5 1 4 に動作可能に連結され、それにより外管 7 4 4 が遠位方向 7 2 2 に前進するとジョー部材 5 1 4 が開き、外管 7 4 4 が近位方向 7 2 4 に後退するとジョー部材 5 1 4 が閉じる。図 3 3 に示されていないが、外管 7 4 4 は、トリガ 5 0 8 に動作可能に連結され、これを使用して、エンドエフェクタ 5 1 2 のジョー部材 5 1 4 部分を開閉する。本明細書に記載される超音波外科用器具と共に使用するための作動機構の例は、米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 7 9 8 7 9 号及び米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 1 6 4 5 3 2 号に開示されており、各々が参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 1 3 6 】

依然として図 3 0、図 3 1、及び図 3 3 を参照して、一態様では、内管 7 1 4 は、外管 7 4 4 内に摺動可能に配設される。内管 7 1 4 は、超音波ブレード 5 1 6 を静止状態で維持しながら、ジョー部材 5 1 4 に動作可能に連結されてジョー部材 5 1 4 を回転させる。図 3 0 及び図 3 1 に示す態様では、内管 7 1 4 は、回転ノブ 5 2 2 によって回転される。図 3 3 に示す態様では、モータ 7 1 9 は、ハンドルアセンブリ 5 0 2 内に提供され、任意にアイドラギヤ 7 2 5 を通して外管 7 4 4 の近位端上のギヤ 7 2 1 に係合することができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 7 】

依然として図 3 0、図 3 1 及び図 3 3 を参照して、一態様では、電気絶縁（例えば、ゴム、プラスチック）内管 7 1 6 は、内管 7 1 4 内に摺動可能に配設される。フレックス回路 7 2 8 は、エネルギー及びセンサ回路をエンドエフェクタ 5 1 2 に電氣的に連結するために、電気絶縁内管 7 1 6 内に配設されてもよい。例えば、ジョー部材 5 1 4 は、フレックス回路 7 2 8 内の導体に連結された電極を含むことができる。他の態様では、エンドエフェクタ 5 1 2、ジョー部材 5 1 4 又は超音波ブレード 5 1 6 は、例えば、シャフトアセンブリ 5 1 0、ハンドルアセンブリ 5 0 2、超音波変換器 / R F 発生器アセンブリ 5 0 4 及び / 又は電池アセンブリ 5 0 6 内の電気回路及び構成要素に相互接続され得る、種々のセンサ又は他の電気要素を含むことができる。

10

【 0 1 3 8 】

依然として図 3 0、図 3 1 及び図 3 3 を参照して、一態様では、超音波伝送導波管 5 4 5（図 3 2 のみに示し、明確性のために図 3 3 には示していない）は、電気絶縁内管 7 1 6 内に配設されている。一態様では、電気回路 7 0 2 の正電極 R F（+）は、超音波伝送導波管 5 4 5 に電氣的に連結され、電気回路 7 0 2 の負電極 R F（-）は、ジョー部材 5 1 4 に配設された電極に電氣的に連結され、これが外管 7 4 4 に電氣的に連結される。動作中、組織が超音波ブレード 5 1 6 とジョー部材 5 1 4 との間に把持された後、外科用器具 5 0 0 の制御回路は、様々なアルゴリズムを実行して、組織を封止及び切断することができる。超音波振動及び高周波エネルギーは、例えば組織インピーダンス、摩擦などの監視された組織状態に従って、組織に印加されてもよい。状況によっては、高周波電流は、超音波ブレード 5 1 6 を通して組織に印加され、外管 7 4 4 戻り経路に戻される。組織インピーダンスを監視して、組織封止が形成されると、組織インピーダンスによって決定され得るように、超音波ブレード 5 1 6 が、機械的に通電され、振動エネルギーを組織に誘導して組織を切断する。他の態様では、超音波振動及び高周波は、これらのエネルギーモダリティをパルスすることによって印加されてもよく、エネルギーモダリティを交互に又は同時に印加する。ある程度固有の状況では、アルゴリズムは、組織インピーダンスが組織にエネルギーを送達するために極めて低いときを検出することができる。これに応答して、アルゴリズムは、インピーダンスが高周波電流の印加に好適な閾値より上に上昇するような時まで、超音波ブレード 5 1 6 に機械的に通電して組織に振動エネルギーを印加する。この閾値に達すると、アルゴリズムは、エネルギー送達モードを高周波電流に切り換えて組織を封止する。

20

30

【 0 1 3 9 】

図 3 4 は、本開示の一態様によれば、高周波電流（R F）を駆動するように構成された電気回路 7 0 2 の一態様の概略図である。電気回路 7 0 2 は、アナログマルチプレクサ 5 8 0 を備える。アナログマルチプレクサ 5 8 0 は、R F、電池及び電力制御回路などの上流チャネル S C L - A / S D A - A からの様々な信号を多重化する。電流センサ 5 8 2 は、電源回路の戻り脚又は接地脚と直列に連結され、電源により供給される電流を測定する。電界効果トランジスタ（F E T）温度センサ 5 8 4 は、周囲温度を提供する。パルス幅変調（P W M）ウォッチドッグタイマ 5 8 8 は、主プログラムが定期的なサービス提供を怠る場合にシステムリセットを自動的に生じさせる。これは、ソフトウェア又はハードウェアの故障のため、これがハング又はフリーズすると、電気回路 7 0 2 を自動的にリセットするように設けられている。電気回路 7 0 2 は、例えば、図 1 1 に関して記載されるように、R F 電極を駆動するため又は超音波変換器 1 3 0 を駆動するために構成され得ることが理解されるであろう。したがって、ここで図 3 4 に戻って参照すると、電気回路 7 0 2 を使用して、超音波及び R F 電極の両方を交互に駆動することができる。

40

【 0 1 4 0 】

駆動回路 5 8 6 は、左右の R F エネルギー出力を提供する。信号波形を表すデジタル信号は、制御回路 2 1 0（図 1 4）などの制御回路からアナログマルチプレクサ 5 8 0 の S C L - A / S D A - A 入力に供給される。デジタル・アナログ変換器 5 9 0（D A C）は、デジタル入力をアナログ出力に変換して、発振器 5 9 4 に連結された P W M 回路 5 9 2

50

を駆動する。PWM回路592は、第1のトランジスタ出力段598aに連結された第1のゲート駆動回路596aに第1の信号を提供して、第1のRF+（左側）エネルギー出力を駆動する。PWM回路592はまた、第2のトランジスタ出力段598bに連結された第2のゲート駆動回路596bに第2の信号を提供して、第2のRF-（右側）エネルギー出力を駆動する。電圧センサ599を、RF左/RF出力端子間に連結して、出力電圧を測定する。駆動回路586、第1及び第2の駆動回路596a、596b並びに第1及び第2のトランジスタ出力段598a、598bは、第1段増幅器回路を画定する。動作中、制御回路210（図14）は、直接デジタル合成（DDS）回路1500、1600（図65及び図66）などの回路を用いるデジタル波形1800（図67）を生成する。DAC 590は、デジタル波形1800を受容し、それをアナログ波形に変換し、これが第1段増幅器回路によって受容及び増幅される。

10

【0141】

図35は、本開示の一態様による、図34に示す電気回路702に連結された変圧器704の概略図である。変圧器704のRF左/RF入力端子（一次巻線）は、電気回路702のRF左/RF出力端子に電氣的に連結されている。二次巻線の一方の側は、第1及び第2のブロッキングキャパシタ706、708と直列に連結されている。第2のブロッキングキャパシタは、RF+574a端子に連結されている。二次巻線の他方の側は、RF-574b端子に連結されている。前述のように、RF+574a出力は、超音波ブレード516（図30）に連結され、RF-574b接地端子は、外管544（図30）に連結されている。一態様では、変圧器166は、 $n1:n2$ が1:50の巻数比を有する。

20

【0142】

図36は、本開示の一態様による、高電力エネルギー/駆動回路及び低電力回路のための別個の電源を含む回路710の概略図である。電源装置712は、電源712が電池アセンブリに挿入されるとき、スイッチ718によって回路710に接続される第1及び第2の一次電池715、717（例えば、Liイオン電池）を含む一次電池パックと、スイッチ723によって回路に接続される二次電池720を含む二次電池パックとを含む。二次電池720は、ガンマ又は他の放射線滅菌に耐性のある構成要素を有する瞬低防止電池である。例えば、電池アセンブリ内のスイッチモード電源727及び任意の充電回路は、二次電池720が一次電池715、717の瞬低を低減することを可能にするように組み込まれ得る。これにより、無菌フィールドへの導入が容易な手術の開始時の満充電セルが保証される。一次電池715、717を使用して、モータ制御回路726及びエネルギー回路732に直接電力供給することができる。電源/電池パック712は、モータ制御回路726及びエネルギー回路732を稼働させるための専用エネルギーセル715、717からハンドルエレクトロニクス回路730を制御する専用エネルギーセル720を有する、一次Liイオン電池715、717と、二次NiMH電池720とを含むデュアルタイプ電池アセンブリを備え得る。この場合、エネルギー回路732及び/又はモータ制御回路726の駆動に関与する一次電池715、717が低下したときに、回路710は、ハンドルエレクトロニクス回路730の駆動に関与する二次電池720から引き出す。様々な一態様では、回路710は、電流を反対方向（例えば、エネルギー及び/又はモータ制御回路の駆動に関与する電池からエレクトロニクス回路の駆動に関与する電池へ）に流すことを可能にしない一方向ダイオードを含み得る。

30

40

【0143】

更に、所定のレベルで電圧サグを最小限に抑えるために、ダイオード及び真空管構成要素を使用するスイッチモード電源727を含む、ガンマフレンドリー充電回路を設けることができる。NiMH電圧（3NiMHセル）の分割である最小サグ電圧の包含により、スイッチモード電源727を排除することができる。更に、放射線硬化した構成要素がモジュール内に位置するモジュールシステムを提供することができ、このモジュールを、放射線滅菌によって滅菌可能にする。他の放射線硬化していない構成要素は、モジュール構成要素の間に作製された他のモジュール構成要素及び接続に含まれ得、それにより構成要

50

素が同じ回路基板上に一緒に位置しているかのように、構成要素が一緒に動作する。2つのNiMHセルのみが所望される場合、ダイオード及び真空管に基づくスイッチモード電源727は、使い捨て一次電池パック内の滅菌可能なエレクトロニクスを可能にする。

【0144】

ここで図37を参照して、本開示の一態様による、図30及び図31に示す外科用器具500と共に使用するために、電池801で動力供給されたRF発生器回路802を動作させるための制御回路800を示す。外科用器具500は、超音波振動及び高周波電流の両方を用いて生体組織上で外科的凝固/切断処置を行い、高周波電流を用いて生体組織上で外科的凝固処置を行うように構成されている。

【0145】

図37は、図30及び図31に示す外科用器具500の、デュアル発生器システムがRF発生器回路802と超音波発生器回路820(図11及び図12に示す電気回路177と同様)エネルギーモダリティを切り替えることを可能にする制御回路800を示す。一態様では、RF信号における現在の閾値が検出される。組織のインピーダンスが低い場合、RFエネルギーが組織の処置源として使用されるとき、組織を通る高周波電流は高い。一態様によれば、外科用器具500上に位置する視覚インジケータ812又は光が、この高電流期間中にオン状態となるように構成されてもよい。電流が閾値を下回ると、視覚インジケータ812はオフ状態になる。したがって、フォトランジスタ814は、図37に示す制御回路800に示すように、オン状態からオフ状態への遷移を検出し、RFエネルギーを解放するように構成することができる。このため、エネルギーボタンが解放され、エネルギースイッチ826が開かれると、制御回路800がリセットされ、RF及び超音波発生器回路802、820の両方がオフ状態で保持される。

【0146】

図30~図33及び図37を参照して、一態様では、RF発生器回路802及び超音波発生器回路820を管理する方法が提供される。前述のように、RF発生器回路802及び/又は超音波発生器回路820は、ハンドルアセンブリ502、超音波変換器/RF発生器アセンブリ504、電池アセンブリ506、シャフトアセンブリ510及び/又はノズル700内に位置してもよい。制御回路800は、エネルギースイッチ826がオフ(例えば、開く)の場合にリセット状態で保持される。したがって、エネルギースイッチ826が開かれると、制御回路800がリセットされ、RF及び超音波発生器回路802、820の両方がオフにされる。エネルギースイッチ826が押され、エネルギースイッチ826が係合されると(例えば、閉じる)、RFエネルギーが組織に送達され、電流感知昇圧変圧器804によって動作される視覚インジケータ812は、組織インピーダンスが低い間に点灯する。視覚インジケータ812からの光は、超音波発生器回路820をオフ状態で維持するための論理信号を提供する。一旦組織インピーダンスが閾値より上に増加し、組織を通る高周波電流が閾値より下に減少すると、視覚インジケータ812がオフになり、光がオフ状態に遷移する。この遷移により発生した論理信号は、リレー808をオフにすることにより、RF発生器回路802がオフになり、超音波発生器回路820がオンになって凝固及び切断サイクルが完了する。

【0147】

依然として図30~図33及び図37を参照して、一態様では、デュアル発生器回路802、820構成は、1つのモダリティに対して、電池801により電力供給されるオンボードRF発生器回路802を用い、ハンドルアセンブリ502、電池アセンブリ506、シャフトアセンブリ510、ノズル700及び/又は超音波変換器/RF発生器アセンブリ504内でオンボードであり得る、第2のオンボード超音波発生器回路820を用いる。超音波発生器回路820はまた、電池801により動作される。様々な態様では、RF発生器回路802及び超音波発生器回路820は、ハンドルアセンブリ502の一体型又は分離可能な構成要素であり得る。様々な態様によれば、デュアルRF/超音波発生器回路802、820をハンドルアセンブリ502の一部として有することにより、外科用器具500の環境における複雑な配線の必要性を排除し得る。RF/超音波発生器回路8

10

20

30

40

50

02、820は、コードレス発生器システムの能力を同時に利用しながら、既存の発生器の全能力を提供するように構成されてもよい。

【0148】

いずれかのタイプのシステムは、互いに通信していないモダリティに対して別個の制御を有することができる。外科医は、RF及び超音波を別々にかつ随意に活性化する。別のアプローチは、ボタン、組織の状態、器具作動パラメータ（例えばジョー閉鎖、力など）及び組織の処置を管理するためのアルゴリズムを共有する、完全に一体化された通信スキームを提供することである。この一体化の様々な組み合わせは、適切なレベルの機能及び性能を提供するために実装され得る。

【0149】

一態様では、制御回路800は、電池をエネルギー源として備える、電池801により電力供給されるRF発生器回路802を含む。図示のように、RF発生器回路802は、本明細書において電極806a、806bと称される2つの導電表面に連結され、電極806a、806bをRFエネルギー（例えば、高周波電流）で駆動するように構成される。昇圧変圧器804の第1の巻線810aは、バイポーラRF発生器回路802及び戻り電極806bの一方の極に直列に接続されている。一態様では、第1の巻線810a及び戻り電極806bは、バイポーラRF発生器回路802の負極に接続されている。バイポーラRF発生器回路802の他の極は、リレー808のスイッチ接点809を通して活性電極806aに接続されるか、又は電磁石836によって移動されてスイッチ接点809を動作させる可動鉄片を含む任意の適切な電磁石切り替え装置に接続されている。電磁石836が通電されるとスイッチ接点809は閉じ、電磁石836が非通電されるとスイッチ接点809は開く。スイッチ接点が閉じると、RF電流は、電極806a、806bの間に位置する導電組織（図示せず）を通して流れる。一態様では、活性電極806aが、バイポーラRF発生器回路802の正極に接続されていることが理解されるであろう。

【0150】

視覚インジケータ回路805は、昇圧変圧器804、直列レジスタR2及び視覚インジケータ812を備える。視覚インジケータ812は、外科用器具500並びに本明細書に記載されるものなどの他の電気外科システム及びツールと共に使用するために適合され得る。昇圧変圧器804の第1の巻線810aは、戻り電極806bと直列に接続され、昇圧変圧器804の第2の巻線810bは、レジスタR2及び例えばNE-2型ネオンバルブを含む視覚インジケータ812と直列に接続されている。

【0151】

動作時に、リレー808のスイッチ接点809が開くと、活性電極806aは、バイポーラRF発生器回路802の正極から切り離され、組織、戻り電極806b及び昇圧変圧器804の第1の巻線810aを通して電流が流れなくなる。したがって、視覚インジケータ812は通電されず、発光しない。リレー808のスイッチ接点809が閉じると、活性電極806aは、バイポーラRF発生器回路802の正極に接続され、組織、戻り電極806b及び昇圧変圧器804の第1の巻線810aを通して電流が流れるようにして、組織上で動作する、例えば、組織を切断し焼灼する。

【0152】

第1の電流は、活性電極と戻り電極806a、806bとの間に位置する組織のインピーダンスの機能として、第1の巻線810aを通して流れ、昇圧変圧器804の第1の巻線810aにわたって第1の電圧をする。昇圧した第2の電圧は、昇圧変圧器804の第2の巻線810bにわたって誘導される。二次電圧は、レジスタR2にわたって現れ、組織を通る電流が所定の閾値よりも大きいとき、ネオンバルブを点灯させる視覚インジケータ812に通電する。回路及び構成要素の値は例示的であり、それに限定されないことが理解されるであろう。リレー808のスイッチ接点809が閉じると、電流が組織を通して流れ、視覚インジケータ812がオンになる。

【0153】

ここで制御回路800のエネルギースイッチ826部分を参照して、エネルギースイッ

10

20

30

40

50

チ 8 2 6 が開放位置であるとき、論理高が第 1 のインバータ 8 2 8 の入力に適用され、論理低が A N D ゲート 8 3 2 の 2 つの入力のうちの 1 つに適用される。したがって、A N D ゲート 8 3 2 の出力は低く、トランジスタ 8 3 4 はオフになり、電流が電磁石 8 3 6 の巻線を通して流れるのを防ぐ。非通電状態の電磁石 8 3 6 を備え、リレー 8 0 8 のスイッチ接点 8 0 9 は開いたままであり、電流が電極 8 0 6 a、8 0 6 b を通って流れるのを防ぐ。第 1 のインバータ 8 2 8 の論理低出力もまた、第 2 のインバータ 8 3 0 に適用され、出力を高くし、フリップ・フロップ 8 1 8 (例えば、D 型フリップ・フロップ) をリセットする。このとき、Q 出力は低くなり、超音波発生器回路 8 2 0 回路をオフにし、かつ

【 0 1 5 4 】

【 数 1 】

\overline{Q}

10

出力は高くなり、A N D ゲート 8 3 2 の他の入力に適用される。

【 0 1 5 5 】

ユーザが器具ハンドル上のエネルギースイッチ 8 2 6 を押して、電極 8 0 6 a、8 0 6 b 間の組織にエネルギーを印加すると、エネルギースイッチ 8 2 6 は閉じ、第 1 のインバータ 8 2 8 の入力に論理低を適用し、これが A N D ゲート 8 3 2 の他の入力に論理高を適用し、A N D ゲート 8 3 2 の出力を高くし、トランジスタ 8 3 4 をオンにする。オン状態では、トランジスタ 8 3 4 は、電磁石 8 3 6 の巻線を通して電流を導通及びシンクして電磁石 8 3 6 に通電し、リレー 8 0 8 のスイッチ接点 8 0 9 を閉じる。上述のように、スイッチ接点 8 0 9 が閉じると、組織が電極 8 0 6 a、8 0 6 b の間に位置するとき、電流は、電極 8 0 6 a、8 0 6 b 及び昇圧変圧器 8 0 4 の第 1 の巻線 8 1 0 a を通って流れることができる。

20

【 0 1 5 6 】

上述のように、電極 8 0 6 a、8 0 6 b を通って流れる電流の大きさは、電極 8 0 6 a、8 0 6 b の間に位置する組織のインピーダンスに依存する。最初に、組織インピーダンスは低く、組織及び第 1 の巻線 8 1 0 a を通る電流の大きさは高い。それゆえに、第 2 の巻線 8 1 0 b に印加される電圧は、視覚インジケータ 8 1 2 をオンにするために十分に高い。視覚インジケータ 8 1 2 が発する光は、フォトトランジスタ 8 1 4 をオンにし、これがインバータ 8 1 6 の入力を低くして、インバータ 8 1 6 の出力を高くする。フリップ・フロップ 8 1 8 の C L K に適用される高入力は、フリップ・フロップ 8 1 8 の Q 又は

30

【 0 1 5 7 】

【 数 2 】

\overline{Q}

出力に影響を与えず、Q 出力は低いままであり、

【 0 1 5 8 】

【 数 3 】

\overline{Q}

40

出力は高いままである。したがって、視覚インジケータ 8 1 2 は、通電されたままであり、超音波発生器回路 8 2 0 がオフとなり、超音波変換器 8 2 2 及び超音波ブレード 8 2 4 は起動しなくなる。

【 0 1 5 9 】

組織を通して流れる電流によって発生した熱に起因して、電極 8 0 6 a、8 0 6 b の間の組織が乾燥すると、組織のインピーダンスは増加し、そこを通る電流は減少する。第 1 の巻線 8 1 0 a を通る電流が減少すると、第 2 の巻線 8 1 0 b にわたる電圧も減少し、電圧が、視覚インジケータ 8 1 2 を動作させるために必要な最小閾値を下回ると、視覚インジケータ 8 1 2 及びフォトトランジスタ 8 1 4 はオフになる。フォトトランジスタ 8 1 4 がオフになると、論理高がインバータ 8 1 6 の入力に適用され、論理低がフリップ・フロ

50

ップ 8 1 8 の C L K 入力に適用されて論理高を Q 出力にクロックし、論理低が

【 0 1 6 0 】

【 数 4 】

\overline{Q}

出力に適用される。Q 出力時の論理高は、超音波発生器回路 8 2 0 をオンにして、超音波変換器 8 2 2 及び超音波ブレード 8 2 4 を起動させて、電極 8 0 6 a、8 0 6 a の間に位置する組織の切断を開始する。超音波発生器回路 8 2 0 がオンになると同時に又はほぼ同時に、フリップ・フロップ 8 1 8 の

【 0 1 6 1 】

【 数 5 】

\overline{Q}

出力は低くなり、AND ゲート 8 3 2 の出力を低くして、トランジスタ 8 3 4 をオフにすることにより、電磁石 8 3 6 を非通電し、リレー 8 0 8 のスイッチ接点 8 0 9 を開いて電極 8 0 6 a、8 0 6 b を通る電流の流れを遮断する。

【 0 1 6 2 】

リレー 8 0 8 のスイッチ接点 8 0 9 が開いている間、電極 8 0 6 a、8 0 6 b、組織及び昇圧変圧器 8 0 4 の第 1 の巻線 8 1 0 a を通って電流が流れない。このため、第 2 の巻線 8 1 0 b にわたって電圧は発生せず、視覚インジケータ 8 1 2 を通って電流が流れない。

【 0 1 6 3 】

ユーザが器具ハンドル上のエネルギースイッチ 8 2 6 を握り、エネルギースイッチ 8 2 6 を閉じたままにする間、フリップ・フロップ 8 1 8 の Q 及び

【 0 1 6 4 】

【 数 6 】

\overline{Q}

出力の状態は同じままである。したがって、バイポーラ RF 発生器回路 8 0 2 から電極 8 0 6 a、8 0 6 b を通って電流が流れていない間、超音波ブレード 8 2 4 は、活性化したままであり、エンドエフェクタのジョーの間の組織を切断し続ける。ユーザが器具ハンドルのエネルギースイッチ 8 2 6 を解放すると、エネルギースイッチ 8 2 6 が開き、第 1 のインバータ 8 2 8 の出力が低くなり、第 2 のインバータ 8 3 0 の出力が高くなり、フリップ・フロップ 8 1 8 をリセットして、Q 出力を低くし、超音波発生器回路 8 2 0 をオフにする。同時に、この

【 0 1 6 5 】

【 数 7 】

\overline{Q}

出力は高くなり、ここで回路はオフ状態になり、ユーザが器具ハンドル上のエネルギースイッチ 8 2 6 を作動させて、エネルギースイッチ 8 2 6 を閉じ、電極 8 0 6 a、8 0 6 b の間に位置する組織に電流を印加し、上述のように組織に RF エネルギーを印加し、組織に超音波エネルギーを印加するサイクルを繰り返す準備ができる。

【 0 1 6 6 】

図 3 8 は、本開示の一態様による、エンドエフェクタ 9 0 0 の断面図である。エンドエフェクタ 9 0 0 は、超音波ブレード 9 0 2 及びジョー部材 9 0 4 を備える。ジョー部材 9 0 4 は、軸方向に沿って、エンドエフェクタ 9 0 0 の一部が係合するチャンネル形状の溝 9 0 6 を有する。チャンネル形状の溝 9 0 6 は、ジョー部材 9 0 4 の軸に直交する部分に広い開口を有する広いチャンネル形状を有する。ジョー部材 9 0 4 は、導電性材料で作製され、超音波ブレード 9 0 2 がチャンネル形状の底面部分 9 1 2 上で軸方向に沿って接する範囲に

10

20

30

40

50

絶縁部材 910 が提供される。

【0167】

超音波ブレード 902 は、軸方向と直交する断面において部分的に切り取られた菱形形状を有している。超音波ブレード 902 の断面形状は、図 38 に示すように、菱形形状の長い対角線に直交する方向に切り取られた形状である。断面形状が切り取られた菱形形状の部分有する超音波ブレード 902 は、ジョー部材 904 のチャンネル形状の溝 906 内で係合する台形部分 914 を有する。菱形形状の一部が断面形状において切り取られていない部分は、超音波ブレード 902 の二等辺三角形部分 916 である。

【0168】

ハンドルアセンブリのトリガが閉じると、超音波ブレード 902 及びジョー部材 904 は互いに嵌合する。それらが嵌合すると、チャンネル形状の溝 906 の底面部分 912 は、超音波ブレード 902 の台形部分 914 の上面部分 918 に当接し、チャンネル形状の溝 906 の 2 つの内壁部分 920 は、台形部分 914 の傾斜表面部分 922 に当接する。

【0169】

更に、超音波ブレード 902 の二等辺三角形部分 916 の頂点部分 924 は、丸く形成されるが、この頂点部分 924 は、僅かに鋭い角度を有する。

【0170】

外科用器具がスパチュラ超音波処置具として使用される場合、超音波ブレード 902 は、超音波振動処置部分として作用し、頂点部分 924 及びその周辺部分（破線で示される）は特に、処置対象の組織に対してメスナイフとして作用する。

【0171】

更に、外科用器具がスパチュラ高周波処置具として使用される場合、頂点部分 924 及びその周辺部分（破線で示される）は、処置対象の組織に対する電気メスナイフとして作用する。

【0172】

一態様では、底面部分 912 及び内壁部分 920 及び上面部分 918 及び傾斜面部分 922 は、超音波振動の作用面として作用する。

【0173】

更に、一態様では、内壁部分 920 及び傾斜面部分 922 が、バイポーラ高周波電流の作用面として作用する。

【0174】

一態様では、外科用器具は、超音波及び高周波電流の同時出力のスパチュラ処置具として使用することができ、超音波ブレード 902 は、超音波振動処置部分として作用し、頂点部分 924 及びその周辺部分（破線で示される）は特に、処置対象の組織に対して電気メスナイフとして作用する。

【0175】

更に、外科用器具が超音波及び高周波電流の同時出力を提供する場合、底面部分 912 及び上面部分 918 は、超音波振動の作用面として作用し、内壁部分 920 及び傾斜面部分 922 が、バイポーラ高周波電流の作用面として作用する。

【0176】

それゆえに、図 37 に示す処置部分の構成により、外科用器具を超音波処置具又は高周波処置具として使用する場合だけでなく、外科用器具を超音波処置具又は高周波電流処置具として使用する場合、更に超音波及び高周波の同時出力の時間に外科用器具を使用する場合に、優れた操作性が提供される。

【0177】

外科用器具が高周波電流出力又は高周波電流及び超音波の同時出力を実施する場合、モノポーラ出力を、高周波出力としてバイポーラ出力の代わりに可能にしてもよい。

【0178】

図 39 は、本開示の一態様による、エンドエフェクタ 930 の断面図である。ジョー部材 932 は、導電性材料で作製され、絶縁部材 934 が、チャンネル形状の底面部分 936

10

20

30

40

50

上で軸方向に沿って設けられている。

【0179】

超音波ブレード938は、軸方向と直交する断面において部分的に切り取られた菱形形状を有している。超音波ブレード938の断面形状は、図39に示すように、菱形形状の一部が対角線と直交する方向に切り取られた形状である。断面形状が切り取られた菱形形状の部分有する超音波ブレード938は、ジョー部材932のチャンネル形状の溝942内で係合する台形部分940を有する。菱形形状の一部が断面形状において切り取られていない部分は、エンドエフェクタ900の二等辺三角形部分944である。

【0180】

ハンドルアセンブリのトリガが閉じると、超音波ブレード938及びジョー部材906は互いに嵌合する。それらが嵌合すると、チャンネル形状の溝942の底面部分936は、超音波ブレード938の台形部分940の上面部分946に当接し、チャンネル形状の溝932の2つの内壁部分954は、台形部分940の傾斜面部分948に当接する。

【0181】

更に、超音波ブレード938の二等辺三角形部分944の頂点部分950は、丸く形成されるが、フック形状の内側の頂点部分952は、僅かに鋭い角度を有する。頂点部分952の角度は、好ましくは $45^{\circ} \sim 100^{\circ}$ である。 45° は、超音波ブレード938の強度限界である。このように、超音波ブレード938の先端部分952は、フック形状部分の内側、すなわちエッジ部分に所定の角度を有する突出部分を構成している。

【0182】

フック形状の処置部分は、切開のために使用されることが多い。エンドエフェクタ930の頂点部分952は、切開時に作用部分となる。頂点部分952は僅かに鋭い角度を有するため、頂点部分952は切開処置に有効である。

【0183】

図39に示す超音波ブレード938及びジョー部材932は、切開時の前述の動作を除いて、超音波出力時、高周波出力時、超音波及び高周波それぞれの同時出力時に、図38に示す超音波ブレード938及びジョー部材932と同じ動作を行う。

【0184】

ここで図40～図43を参照すると、外側シース1002及び内側シース1004によって形成された挿入シース1001に動作可能に連結されたエンドエフェクタ1000が示されている。エンドエフェクタ1000は、超音波ブレード1006及びジョー部材1014を備える。外側シース1002において、導電性金属パイプの外側が絶縁性樹脂管で被覆されている。内側シース1004は、導電性金属パイプである。内側シース1004は、外側シース1002に対して前後軸方向に移動することができる。

【0185】

超音波ブレード1006は、高い音響効果及び生体適合性を有する導電性材料、例えば、Ti-6Al-4V合金などのチタン合金から作製される。超音波ブレード1006において、絶縁性かつ弾性のゴムライニング1008は、超音波振動のノードの位置に外部から備えられている。ゴムライニング1008は、内側シース1004と超音波ブレード1006との間に圧縮状態で配設されている。超音波ブレード1006は、ゴムライニング1008によって内側シース1004に保持されている。内側シース1004と超音波ブレード1006との間に隙間が維持される。

【0186】

当接部分1010は、超音波ブレード1006の遠位端部分において、ジョー部材1014に面する超音波ブレード1012の一部によって形成される。ここで、超音波ブレード1012は、超音波ブレード1006の軸方向に垂直な断面が八角形である。当接面1016は、ジョー部材1014に面する当接部分1010の一面によって形成されている。一对の電極面1018は、当接面1016の両側に設けられた表面によって形成される。

【0187】

10

20

30

40

50

ジョー部材 1014 は、本体部材 1020、電極部材 1022、パッド部材 1024 及び規制部としての規制部材 1026 によって形成される。

【0188】

本体部材 1020 は、硬質かつ導電性の材料から作製される。本体部材 1020 の近位端部分は、ピボット接続部分 1028 を構成している。ピボット接続部分 1028 は、ピボット接続シャフト 1030 を介して外側シース 1002 の遠位端部分に枢動的に接続されている。ピボット接続シャフト 1030 は、軸方向及び開閉方向に垂直な幅方向に延在している。本体部材 1020 は、ピボット接続シャフト 1030 を中心として外側シース 1002 に対して開閉方向に回転することができる。内側シース 1004 の遠位端部分は、ピボット接続シャフト 1030 の遠位側及び開口方向側に設けられた位置で、本体部材 1020 のピボット接続部分 1028 に枢動的に接続される。ハンドルユニット内の固定ハンドルに対して可動ハンドルを回動させると、内側シース 1004 が、外側シース 1002 に対して前後に移動し、本体部材 1020 は、内側シース 1004 によって、外側シース 1002 に対して開閉方向にピボット接続シャフト 1030 を中心として回転するように駆動される。一態様では、本体部材 1020 の遠位部は、一对のピボット軸受 1032 を構成する。一对のピボット軸受 1032 は、軸方向に延在し、幅方向に垂直な平板の形態であり、幅方向に互いに離間して配設されている。

10

【0189】

電極部材 1022 は、硬質かつ導電性の材料から作製される。開口方向側に設けられた電極部材 1022 の一部は、ピボット支持部 1034 を構成している。挿入穴 1036 は、ピボット支持部 1034 を通して幅方向に形成されている。ピボット支持部シャフト 1038 は、挿入穴 1036 を通して挿入され、幅方向に延在する。ピボット支持部 1034 は、本体部材 1020 の一对のピボット軸受 1032 の間に配設され、ピボット支持シャフト 1038 を介して一对のピボット軸受 1032 に枢動的に支持されている。電極部材 1022 は、本体部材 1020 に対してピボット支持シャフト 1038 を中心に振動させることができる。更に、閉鎖方向側に設けられた電極部材 1022 の一部は、電極部 1040 を構成している。電極部 1040 は、軸方向に延在し、幅方向の両側に突出している。閉鎖方向に向かって開いている凹形溝 1042 は、閉鎖方向側に設けられた電極部 1040 の一部において軸方向に延在している。閉鎖方向側に設けられた溝 1042 の一部に軸方向に歯が設けられ、これにより歯部分 1044 を形成する。溝 1042 を画定する側面は、閉鎖方向から幅方向の両側に向かって傾斜した一对の電極受け面 1046 を構成している。閉鎖方向に向かって開いている凹形嵌合レセプタクル 1048 は、溝 1042 を画定する底部分において軸方向に延在している。挿入穴 1036 に垂直な開閉方向に、電極部材 1022 のピボット支持部 1034 を通して埋設穴 1050 が形成されている。埋込穴 1050 は、嵌合レセプタクル 1048 に対して開口している。

20

30

【0190】

パッド部材 1024 は、超音波ブレード 1006 よりも軟質であり、ポリテトラフルオロエチレンなどの生体適合性を有する絶縁材料から作製される。パッド部材 1024 は、電極部材 1022 の嵌合レセプタクル 1048 と嵌合される。閉鎖方向側に設けられたパッド部材 1024 の一部は、電極部材 1022 から閉鎖方向に突出し、したがって当接レセプタクル 1052 を形成する。軸方向に垂直な断面において、当接レセプタクル 1052 は、超音波ブレード 1012 の当接部分 1010 の突出形状に対応する凹形状である。ジョー部材 1014 が超音波ブレード 1012 に対して閉じられると、超音波ブレード 1012 の当接部分 1010 は、パッド部材 1024 の当接レセプタクル 1052 の上に当接し、係合する。超音波ブレード 1012 の一对の電極面 1018 は、電極部 1040 の一对の電極受け面 1046 と平行に配置され、電極部 1040 と超音波ブレード 1012 との間には隙間が維持されている。

40

【0191】

規制部材 1026 は、超音波ブレード 1006 よりも硬質であり、セラミックスなどの絶縁性の高強度材料から作製される。規制パッド部材 1024 は、ピン形状である。規制

50

パッド部材 1024 は、電極部材 1022 のピボット支持部 1034 の埋設穴 1050 に挿入され、電極部 1040 の嵌合レセプタクル 1048 に向かって突出し、嵌合レセプタクル 1048 内のパッド部材 1024 の当接レセプタクル 1052 に埋設される。規制部材 1026 の閉鎖方向端部は、規制端部 1054 を構成する。規制端部 1054 は、当接レセプタクル 1052 から閉鎖方向に突出せず、当接レセプタクル 1052 内に収容される。挿入穴 1036 もまた、規制部材 1026 を通して形成され、ピボット支持シャフト 1038 は、既製部材 1026 の挿入穴 1036 を通して挿入される。

【0192】

ここで、内側シース 1004、本体部材 1020 及び電極部材 1022 は、互いに電氣的に接続されており、高周波外科処置で使用される第 1 の電気経路 1056 を構成する。電極部材 1022 の電極部 1040 は、高周波外科処置で使用されるバイポーラ電極の一方として機能する。一態様では、超音波ブレード 1006 は、高周波処置で使用される第 2 の電気経路 1058 を構成する。超音波ブレード 1006 の遠位端部分に設けられた超音波ブレード 1012 は、高周波処置で使用されるバイポーラ電極の他方として機能する。上述のように、超音波ブレード 1006 は、絶縁ゴムライニング 1008 によって内側シース 1004 に保持され、内側シース 1004 と超音波ブレード 1006 との間の間隙が維持される。これにより、内側シース 1004 と超音波ブレード 1006 との間の短絡が防止される。ジョー部材 1014 が超音波ブレード 1012 に対して閉じられると、超音波ブレード 1012 の当接部分 1010 は、パッド部材 1024 の当接レセプタクル 1052 の上に当接し、係合する。したがって、超音波ブレード 1012 の一對の電極面 1018 は、電極部 1040 の一對の電極受け面 1046 と平行に配置され、電極部 1040 と超音波ブレード 1012 との間に隙間が維持される。これにより、電極部 1040 と超音波ブレード 1012 との間の短絡が防止される。

【0193】

図 44 を参照すると、パッド部材 1024 は、超音波ブレード 1006 よりも軟質である。そのため、ジョー部材 1014 が超音波ブレード 1012 に対して閉じるときに、超音波ブレード 1012 が超音波振動する場合、当接レセプタクル 1052 は、超音波ブレード 1012 によって摩耗され、超音波ブレード 1012 の当接部分 1010 は、パッド部材 1024 の当接レセプタクル 1052 の上に当接し、係合する。当接レセプタクル 1052 が摩耗すると、電極部 1040 と超音波ブレード 1012 との間の隙間は、当接部分 1010 が当接レセプタクル 1052 と摩擦係合しているときに徐々に低減する。当接レセプタクル 1052 が所定の量を超えて摩耗すると、規制部材 1026 の規制端部 1054 が、当接レセプタクル 1052 から閉鎖方向に露出する。規制端部 1054 が当接レセプタクル 1052 から閉鎖方向に露出すると、ジョー部材 1014 が超音波ブレード 1012 に対して閉じられた場合、電極部 1040 が超音波ブレード 1012 に接触する前に、規制端部 1054 が超音波ブレード 1012 に接触する。結果として、超音波ブレード 1012 と電極部 1040 との接触が規制される。ここで、電極部 1040 及び超音波ブレード 1012 は、硬質である。そのため、超音波振動した超音波ブレード 1012 が電極部 1040 に接触すると、超音波ブレード 1012 は、電極部 58 に速やかにかつ繰り返して接離する。電極部 1040 と超音波ブレード 1012 との間に高周波電圧が印加されると、超音波ブレード 1012 と電極部 1040 との間にスパークが発生する。一態様では、超音波ブレード 1012 と電極部 1040 との間の接触は、規制部材 1026 の規制端部 1054 によって規制され、それによりスパークが防止される。規制部材 1026 は、絶縁性材料から作製され、電極部材 1022 に対して電氣的に絶縁されている。したがって、超音波振動した超音波ブレード 1012 が、規制部材 1026 の規制端部 1054 に接触した場合、超音波ブレード 1012 が規制端部 1054 に速やかにかつ繰り返して接離しても、規制端部 1054 と超音波ブレード 1012 との間にスパークが発生しない。これにより、超音波ブレード 1012 とジョー部材 1014 との間にスパークが防止される。

【0194】

規制部材 1026 は、超音波ブレード 1006 よりも硬質な高強度材料から作製される。そのため、規制端部 1054 が超音波振動した超音波ブレード 1012 に接触すると、規制部材 1026 は摩耗せず、超音波ブレード 1006 が割れる。一態様による外科用処置システムでは、当接レセプタクル 1052 が所定の量を超えて摩耗すると、規制端部 1054 が超音波ブレード 1012 に接触し、意図的に超音波ブレード 1006 を割る。この割れを検出することにより、外科用処置具の寿命の終了が検出される。このため、超音波ブレード 1012 と規制端部 1054 との接触位置が、超音波ブレード 1012 における応力集中領域に設定され、規制端部 1054 が超音波ブレード 1012 に接触したときに超音波ブレード 1006 が割れるように保証する。線形超音波ブレード 1006 において、超音波振動のノード位置に応力が集中し、応力集中領域が超音波ブレード 1012 の近位端部分に位置している。

10

【0195】

複合超音波 / 電気外科用器具のより詳細な説明については、米国特許第 8,696,666 号及び米国特許第 8,663,223 号が参照され、各々が参照により本明細書に組み込まれる。

【0196】

図 45 は、本開示の一態様による、遠位関節接合を有するモジュール電池式手持ち型電気外科用器具 1100 を示す。外科用器具 1100 は、ハンドルアセンブリ 1102、ナイフ駆動アセンブリ 1104、電池アセンブリ 1106、シャフトアセンブリ 1110 及びエンドエフェクタ 1112 を備える。エンドエフェクタ 1112 は、その遠位端に固着された対向関係の一对のジョー部材 1114a、1114b を備える。エンドエフェクタ 1112 は、関節接合及び回転するように構成される。図 46 は、本開示の一態様による、図 45 に示す外科用器具 1100 の分解図である。組織を封止及び切断するための外科用器具 1100 と共に使用するためのエンドエフェクタ 1112 は、対向関係であり、互いに対して移動可能であり、それらの間に組織を把持する一对のジョー部材 1114a、1114b を含む。ジョー部材 1114a、1114b は、電気外科用エネルギー源 (RF 源) に接続するように適合されたジョーハウジング及び導電表面 1116a、1116b、例えば、電極を含み、それにより導電表面は、その間に保持された組織を通して電気外科用エネルギーを導電して組織封止をもたらすことができる。導電表面 1116b のうちの 1 つは、ナイフ駆動アセンブリ 1104 内に配設置されたモータに接続された駆動ロッド 1145 と連通する、その中で画定され、その長さに沿って延在するチャネルを含む。ナイフは、チャネルに沿って並進及び往復運動して、ジョー部材 1114a、1114b の間に把持された組織を切断するように構成されている。

20

30

【0197】

図 47 は、本開示の一態様による、ディスプレイがハンドルアセンブリ 1102 上に位置している、図 45 及び図 46 に示す外科用器具 1100 の斜視図である。図 45 ~ 図 47 に示す外科用器具のハンドルアセンブリ 1102 は、モータアセンブリ 1160 及び表示アセンブリを備える。ディスプレイアセンブリは、例えば、ハンドルアセンブリ 1102 のハウジング 1148 部分に取り外し可能に接続可能な LCD ディスプレイなどのディスプレイ 1176 を備える。ディスプレイ 1176 は、他のパラメータの中でも特に、組織の厚さ、封止の状態、切断の状態、組織の厚さ、組織インピーダンス、実行中のアルゴリズム、電池容量などの外科手技パラメータの視覚ディスプレイを提供する。

40

【0198】

図 48 は、本開示の一態様による、ディスプレイがハンドルアセンブリ 1102 上に位置していない、図 45 及び図 46 に示す器具の斜視図である。図 48 に示す外科用器具 1150 のハンドルアセンブリ 1102 は、別個のハウジング 1156 上に異なるディスプレイアセンブリ 1154 を含む。ここで図 45 ~ 図 48 を参照すると、外科用器具 1100、1150 は、高周波 (RF) 電流及びナイフを用いて生体組織上で外科的凝固 / 切断処置を行い、高周波電流を用いて生体組織上で外科的凝固処置を行うように構成されている。高周波 (RF) 電流は、独立して又はアルゴリズム若しくはユーザ入力制御と組み合

50

わせて印加され得る。ディスプレイアセンブリ、電池アセンブリ 1 1 0 6 及びシャフトアセンブリ 1 1 1 0 は、ハンドルアセンブリ 1 1 0 2 に取り外し可能に接続可能なモジュール構成要素である。モータ 1 1 4 0 は、ハンドルアセンブリ 1 1 0 2 内に位置している。例えば、図 3 4 ~ 図 3 7 及び図 5 0 に関して本明細書に記載される R F 発生器回路及びモータ駆動回路は、ハウジング 1 1 4 8 内に位置している。

【0199】

シャフトアセンブリ 1 1 1 0 は、外管 1 1 4 4、ナイフ駆動ロッド 1 1 4 5 及び内管 (図示せず) を備えている。シャフトアセンブリ 1 1 1 0 は、関節接合部 1 1 3 0 及び遠位回転部 1 1 3 4 を備える。エンドエフェクタ 1 1 1 2 は、対向関係にあるジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b 及びモータ駆動ナイフを備える。ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b は、対向するジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b の間に把持された組織に高周波電流を送達するために、R F 発生器回路に連結された導電表面 1 1 1 6 a、1 1 1 6 b を含む。ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b は、ピボットピン 1 1 3 6 を中心として枢動的に回転可能であり、ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b の間に組織を把持する。ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b は、トリガ 1 1 0 8 に動作可能に連結され、それによりトリガ 1 1 0 8 を握るとジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b が閉じて組織を把持し、トリガ 1 1 0 8 を解放するとジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b が開いて組織を解放する。

10

【0200】

ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b は、トリガ 1 1 0 8 に動作可能に連結され、それによりトリガ 1 1 0 8 を握るとジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b が閉じて組織を把持し、トリガ 1 1 0 8 を解放するとジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b が開いて組織を解放する。1 段トリガ構成では、トリガ 1 1 0 8 を握ってジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b を閉じ、一旦ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b が閉じると、スイッチ部 1 1 2 1 の第 1 のスイッチ 1 1 2 1 a を起動して、R F 発生器に通電して組織を封止する。組織を封止した後に、スイッチ部 1 1 2 0 の第 2 のスイッチ 1 1 2 1 b を起動して、ナイフを前進させて組織を切断する。様々な態様では、トリガ 1 1 0 8 は、2 段又は多段トリガであってもよい。2 段トリガ構成では、第 1 段の間、ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b を閉じる途中でトリガ 1 1 0 8 を握り、第 2 段の間、R F 発生器回路に通電して組織を封止する途中でトリガ 1 1 0 8 を握る。組織を封止した後に、第 1 及び第 2 のスイッチ 1 1 2 1 a、1 1 2 1 b のうちの 1 つ起動して、ナイフを前進させて組織を切断することができる。組織を切断した後、トリガ 1 1 0 8 を解放することによって、ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b を開き、組織を解放する。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサは、トリガ 1 1 0 8 に連結され、ユーザによってトリガ 1 1 0 8 に加えられる力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ部 1 1 2 0 の第 1 及び第 2 のスイッチ 1 1 2 1 a、1 1 2 1 b ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ部 1 1 2 0 の第 1 及び第 2 のスイッチ 1 1 2 1 a、1 1 2 1 b ボタンに加えられる力に対応する。

20

30

【0201】

電池アセンブリ 1 1 0 6 は、電気コネクタ 1 1 3 2 によってハンドルアセンブリ 1 1 0 2 に電氣的に接続される。ハンドルアセンブリ 1 1 0 2 には、スイッチ部 1 1 2 0 が設けられている。第 1 のスイッチ 1 1 2 1 a 及び第 2 のスイッチ 1 1 2 1 b は、スイッチ部 1 1 2 0 内に設けられている。R F 発生器は、第 1 のスイッチ 1 1 2 1 a を作動させることによって通電され、ナイフは、第 2 のスイッチ 1 1 2 1 b を作動させることによってモータ 1 1 4 0 に通電することにより起動される。したがって、第 1 のスイッチ 1 1 2 1 a は、R F 回路に通電して、組織を通して高周波電流を駆動して封止を形成し、第 2 のスイッチ 1 1 2 1 b は、モータに通電して、ナイフを駆動して組織を切断する。電池アセンブリ 1 1 0 6 の構造的及び機能的な態様は、図 1、図 2 及び図 1 6 ~ 図 2 4 に関して記載された外科用器具 1 0 0 のための電池アセンブリ 1 0 6 のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような電池アセンブリ 1 0 6 の構造的かつ機能的な態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。

40

50

【0202】

回転ノブ1118は、シャフトアセンブリ1110に動作可能に連結される。矢印1126によって示される方向に $\pm 360^\circ$ の回転ノブ1118の回転は、外管1144を矢印1119のそれぞれの方向に $\pm 360^\circ$ 回転させる。一態様では、別の回転ノブ1122は、外管1144の回転とは独立して、矢印1128によって示される方向にエンドエフェクタ1112を $\pm 360^\circ$ 回転させるように構成されてもよい。エンドエフェクタ1112は、第1及び第2の制御スイッチ1124a、1124bによって関節接合されてもよく、それにより第1の制御スイッチ1124aの作動は、矢印1132aによって示される方向に、ピボット1138を中心にエンドエフェクタ1112を関節接合し、第2の制御スイッチ1124bの作動は、矢印1132bによって示される方向に、ピボット1138を中心にエンドエフェクタ1112を関節接合する。更に、外管1144は、例えば、5mm～10mmの範囲の直径 D_3 を有し得る。

10

【0203】

図49は、本開示の一態様による、ナイフを駆動するために外科用器具1100、1150と共に使用され得るモータアセンブリ1160である。モータアセンブリ1160は、モータ1162、プラネタリギヤ1164、シャフト1166及び駆動ギヤ1168を備える。ギヤは、ナイフバー1145を駆動するように動作可能に連結されてもよい(図46)。一態様では、駆動ギヤ1168又はシャフト1166は、図50に関して記載された回転駆動機構1170に動作可能に連結されて、遠位ヘッド回転、関節接合及びジョー閉鎖を駆動する。

20

【0204】

図50は、本開示の一態様による、モータ駆動回路1165の図である。モータ駆動回路1165は、本明細書に記載の外科用器具1100、1150で使用され得る、モータMを駆動するのに適している。モータMは、4つのスイッチ $S_1 \sim S_4$ を含むHブリッジによって駆動される。スイッチ $S_1 \sim S_4$ は、一般に、MOSFETスイッチなどの固体スイッチである。モータMを一方向に回転させるために、2つのスイッチ S_1 、 S_4 をオンにし、他の2つのスイッチ S_3 、 S_2 をオフにする。モータMの方向を反転させるために、スイッチ $S_1 \sim S_4$ の状態を反転させ、それによりスイッチ S_1 、 S_4 をオフにし、他の2つのスイッチ S_3 、 S_2 をオンにする。電流感知回路をモータ駆動回路1165内に配置して、モータ電流 i_{1a} 、 i_{2a} 、 i_{1b} 、 i_{2b} を感知することができる。

30

【0205】

図51は、本開示の一態様による、遠位ヘッド回転、関節接合及びジョー閉鎖を駆動するための回転駆動機構1170を示す。回転駆動機構1170は、モータアセンブリ1160に動作可能に連結された一次回転駆動シャフト1172を有する。一次回転駆動シャフト1172は、シャフトアセンブリ1110の外管1144内に位置するクラッチ機構により、少なくとも2つの独立した作動機構(第1、第2、両方、どちらもない)に選択的に連結可能である。一次回転駆動シャフト1172は、シャフト機能が回転駆動シャフト1172に独立して連結されることを可能にする独立クラッチに連結されている。例えば、関節接合クラッチ1174は、関節接合部1130の関節接合軸1175を中心にシャフトアセンブリ1110を関節接合させるように係合する。遠位ヘッド回転クラッチ1178は、遠位回転部1134を回転させるように係合され、ジョー閉鎖クラッチ1179は、エンドエフェクタ1112のジョー部材1114a、1114bを閉じるように係合される。ナイフは、ナイフ駆動ロッド1145によって進退される。回転機構の全て又はいずれかの組み合わせは、いつでも連結することができるか、又はどれも連結することができない。

40

【0206】

一態様では、微小電気クラッチ構成は、ピボット1138及び関節接合軸1175を中心とした遠位回転部1134の回転及び関節接合部1130の関節接合を可能にする。一態様では、フェロ流体クラッチは、流体ポンプを介してクラッチを一次回転駆動シャフト1172に連結する。クラッチフェロ流体は、ナイフ駆動ロッド1145の周りに被包さ

50

れた電気コイル 1181、1183、1185 によって起動される。コイル 1181、1183、1185 の他の端部を、3つの別個の制御回路に接続して、クラッチ 1174、1178、1179 を独立して作動させる。動作時に、コイル 1181、1183、1185 が通電されていないときには、クラッチ 1174、1178、1179 が係合解除され、関節接合、回転、又はジョー運動がない。

【0207】

関節接合クラッチ 1174 が、コイル 1181 に通電することによって係合され、遠位ヘッド回転クラッチ 1178 及びジョー閉鎖クラッチ 1179 が、コイル 1183、1185 を非通電することによって係合解除されるとき、ギヤ 1180 は、一次回転駆動シャフト 1172 に機械的に連結されて関節接合部 1130 を関節接合する。図示した配向では、一次回転駆動シャフト 1172 が時計回りに回転すると、ギヤ 1180 は時計方向に回転し、シャフトは関節接合軸 1175 を中心に右方向に関節接合し、また一次回転駆動シャフト 1172 が半時計回りに回転すると、ギヤ 1180 は反時計回りに回転し、シャフトは関節接合軸 1175 を中心に左方向に関節接合する。左右の関節接合は、外科用器具 1100、1150 の配向に依存することが理解されるであろう。

【0208】

関節接合クラッチ 1174 及びジョー閉鎖クラッチ 1179 が、コイル 1181、1185 を非通電することによって係合解除され、かつ遠位ヘッド回転クラッチ 1178 が、コイル 1183 に通電することによって係合されると、一次回転駆動シャフト 1172 は、遠位回転部 1134 を同じ回転方向に回転させる。コイル 1183 が通電されると、遠位ヘッド回転クラッチ 1178 は、一次回転駆動シャフト 1172 を遠位回転部 1134 と係合させる。したがって、遠位回転部 1134 は、一次回転駆動シャフト 1172 と共に回転する。

【0209】

関節接合クラッチ 1174 及び遠位ヘッド回転クラッチ 1178 が、コイル 1181、1183 を非通電することによって係合解除され、かつジョー閉鎖クラッチ 1179 が、コイル 1185 を通電することによって係合されると、ジョー部材 1114a、1114b は、一次回転駆動シャフト 1172 の回転に依存して開閉することができる。コイル 1185 が通電されると、ジョー閉鎖クラッチ 1179 は、一次回転駆動シャフト 1172 の方向に定位置で回転する、捕捉内ねじ付き駆動部材 1186 に係合する。捕捉内ねじ付き駆動部材 1186 は、内ねじ付き表面を含む、外ねじ付き駆動部材 1188 と螺合している外ねじを含む。一次回転駆動シャフト 1172 が時計回りに回転すると、捕捉内ねじ付き駆動部材 1186 に螺合している外ねじ付き駆動部材 1188 は、近位方向 1187 に駆動されてジョー部材 1114a、1114b を閉じる。一次回転駆動シャフト 1172 が反時計回りに回転すると、捕捉内ねじ付き駆動部材 1186 に螺合している外ねじ付き駆動部材 1188 は、遠位方向 1189 に駆動されてジョー部材 1114a、1114b を開く。

【0210】

図 52 は、本開示の一態様による、開放構成で示されるジョー部材を有するエンドエフェクタアセンブリの拡大された左斜視図である。図 53 は、本開示の一態様による、図 52 のエンドエフェクタアセンブリの拡大された右側面図である。ここで図 52 及び図 53 を参照すると、組織を近似するための開放位置にあるエンドエフェクタ 1112 の拡大されたビューが示される。ジョー部材 1114、1114b は、一般に対称であり、協働してピボットピン 1136 を中心とした容易な回転を可能にして組織の封止及び分割をもたらす。結果として、かつ特に明記しない限り、本明細書ではジョー部材 1114a 及びそれに関連する動作特徴部のみが詳細に記載されるが、理解され得るように、これらの特徴部の多くが、他のジョー部材 1114b に同様に適用する。

【0211】

ジョー部材 1114a はまた、ジョーハウジング 1115a、絶縁基板又は絶縁体 1117a、及び導電表面 1116a を含む。絶縁体 1117a は、導電性封止面 1116a

に確実に係合するように構成されている。これは、鍛造することによって、オーバーモールドによって、鍛造された導電性封止プレートをオーバーモールドすることによって、及び/又は金属射出成形封止プレートをオーバーモールドすることによって達成され得る。これらの製造技術は、絶縁体 1 1 1 7 a によって囲まれた導電表面 1 1 1 6 a を有する電極を製造する。

【0212】

上述のように、ジョー部材 1 1 1 4 a は、同様の素子を含み、ジョーハウジング 1 1 1 5 b、絶縁体 1 1 1 7 b 及び絶縁体 1 1 1 7 b に確実に係合するよう寸法決めされた導電表面 1 1 1 6 b を含む。導電表面 1 1 1 6 b 及び絶縁体 1 1 1 7 b は、組立時に、ナイフブレード 1 1 2 3 の往復運動のために画定された長手方向に配向されたナイフチャンネル 1 1 1 3 を形成する。ナイフチャンネル 1 1 1 3 は、所定の切断面に沿ってナイフブレード 1 1 2 3 の長手方向の往復運動を容易にし、形成された組織封止に沿って組織を効果的かつ正確に分離する。図示しないが、ジョー部材 1 1 1 4 a は、ナイフチャンネル 1 1 1 3 と協働して、組織を通るナイフの並進を容易にするナイフチャンネルも含むことができる。

10

【0213】

ジョー部材 1 1 1 4 a、1 1 1 4 b は、電気外科エネルギーを組織を通して効果的に伝達して組織封止を形成するように、互いに電氣的に隔離されている。導電表面 1 1 1 6 a、1 1 1 6 b はまた、エンドエフェクタ 1 1 1 2 及び外管 1 1 4 4 の残りの作動構成要素から隔離されている。複数のストップ部材を用いて、導電表面 1 1 1 6 a、1 1 1 6 b の間の間隙距離を調整して、正確で一貫した信頼性の高い組織封止を確実にすることができる。

20

【0214】

電池アセンブリ 1 1 0 6 の構造的かつ機能的態様は、図 1、図 2 及び図 1 6 ~ 図 2 4 に関して記載される外科用器具 1 0 0 の電池アセンブリ 1 0 6 のものと同様であり、図 2 0 ~ 図 2 4 に関して記載される電池回路を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような電池アセンブリ 1 0 6 の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、RF 発生器回路の構造的かつ機能的態様は、図 3 4 ~ 図 3 7 に関して記載される外科用器具 5 0 0、6 0 0 について記載される RF 発生器回路のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような RF 発生器回路の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、外科用器具 1 1 0 0 は、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される電池及び制御回路を含み、例えば、図 1 4 に関して記載される制御回路 2 1 0 及び図 1 5 に関して記載される電気回路 3 0 0 を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される回路の説明は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。

30

【0215】

切断機構と、シャフトの長手方向軸から離れてエンドエフェクタを偏向するように動作可能な関節接合部とを備える電気外科用器具に関するより詳細な説明については、米国特許第 9, 028, 478 号及び米国特許第 9, 113, 907 号（各々が参照により本明細書に組み込まれる）が参照される。

40

【0216】

図 5 4 は、本開示の一態様による、遠位関節接合を有するモジュール電池式手持ち型電気外科用器具 1 2 0 0 を示す。外科用器具 1 2 0 0 は、ハンドルアセンブリ 1 2 0 2、ナイフ駆動アセンブリ 1 2 0 4、電池アセンブリ 1 2 0 6、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 及びエンドエフェクタ 1 2 1 2 を備える。エンドエフェクタ 1 2 1 2 は、その遠位端に固着された対向関係の一对のジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b を備える。エンドエフェクタ 1 2 1 2 は、関節接合及び回転するように構成される。図 5 5 は、本開示の一態様による、図 5 4 に示す外科用器具 1 2 0 0 の分解図である。組織を封止及び切断するための外科用器具 1 2 0 0 と共に使用するためのエンドエフェクタ 1 2 1 2 は、対向関係であり、互いに対して移動可能であり、それらの間に組織を把持する一对のジョー部材 1 2 1 4 a、

50

1214bを含む。いずれかのジョー部材1214a、1214bは、電気外科用エネルギー源(RF源)に接続するように適合されたジョーハウジング及び導電表面1216a、1216b、例えば、電極を含み得、それにより導電表面は、その間に保持された組織を通して電気外科用エネルギーを導電して組織封止をもたらすことができる。ジョー部材1214a、1214b及び導電表面1216a、1216bは、その中で画定され、かつナイフ駆動アセンブリ1204に接続されたナイフ駆動ロッド1245に連通するその長さに沿って延在するチャンネルを含む。ナイフ1274(図60~図61)は、チャンネルに沿って並進及び往復運動して、ジョー部材1214a、1214bの間に把持された組織を切断するように構成されている。ナイフは、Iビーム構成を有し、それによりナイフ1274がチャンネルを通して前進すると、ジョー部材1214a、1214bと一緒に近づく。一態様では、導電表面1216a、1216bが、互いに対してオフセットされる。ナイフ1274は、鋭利な遠位端を含む。

10

【0217】

図54~図55に示す外科用器具のハンドルアセンブリ1202は、モータアセンブリ1260及びナイフ駆動アセンブリ1204を備える。一態様では、ディスプレイアセンブリは、ハウジング1248に設けられてもよい。ディスプレイアセンブリは、例えば、ハンドルアセンブリ1202のハウジング1248部分に取り外し可能に接続可能なLCDディスプレイなどのディスプレイを備えてもよい。LCDディスプレイは、他のパラメータの中でも特に、組織の厚さ、封止の状態、切断の状態、組織厚さ、組織インピーダンス、実行中のアルゴリズム、電池容量などの外科手技パラメータの視覚ディスプレイを提供する。ここで図54~図55を参照すると、外科用器具1200は、高周波(RF)電流及びナイフ1274(図60~図61)を使用して、生体組織上で外科的凝固/切断処置を行い、高周波電流を用いて生体組織上で外科的凝固処置を行うように構成されている。高周波(RF)電流は、独立して又はアルゴリズム若しくはユーザ入力制御と組み合わせて適用され得る。ナイフ駆動アセンブリ1204、電池アセンブリ1206及びシャフトアセンブリ1210は、ハンドルアセンブリ1202に取り外し可能に接続可能なモジュール構成要素である。モータアセンブリ1240は、ハンドルアセンブリ1202内に位置してもよい。RF発生器及びモータ駆動回路は、図34~図37及び図50に関して記載され、例えば、ハウジング1248内に位置している。ハウジング1248は、ハウジング1276内に配置された回路及び機構にアクセスするための取り外し可能なカバープレート1248を含む。ナイフ駆動アセンブリ1204は、ハンドルアセンブリ1202及びスイッチ部1220に動作可能に連結され、ナイフ1274を活性化及び駆動するためのギヤ及びリンクを含む。より詳細には、ナイフ1274はIビーム構成を有する。

20

30

【0218】

シャフトアセンブリ1210は、外管1244、ナイフ駆動ロッド1245及び内管(図示せず)を備えている。シャフトアセンブリ1210は、関節接合部1230を備える。エンドエフェクタ1212は、一対のジョー部材1214a、1214bと、そのジョー部材1214a、1214bに形成されたチャンネルと往復動するように構成されナイフ1274とを備える。一態様では、ナイフ1274は、モータによって駆動されてもよい。ジョー部材1214a、1214bは、そのジョー部材1214a、1214bの間に把持された組織を高周波電流を送達するために、RF発生器回路に連結された導電表面1216a、1216bを含む。ジョー部材1214a、1214bは、ピボットピン1235を中心に枢動的に回転可能であり、ジョー部材1214a、1214bの間に組織を把持する。ジョー部材1214a、1214bは、トリガ1208に動作可能に連結され、それによりトリガ1208を握るとジョー部材1214a、1214bの一方又は両方が閉じて組織を把持し、トリガ1208を解放するとジョー部材1214a、1214bが開いて組織を解放する。例示的な例では、一方のジョー部材1214aは、他方のジョー部材1214bに対して移動可能である。他の態様では、両方のジョー部材1214a、1214bは、互いに対して移動可能であり得る。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサは、トリガ1208に連結され、ユーザによってトリガ1208に加

40

50

えられる力を測定することができる。別の態様では、歪ゲージ又は圧力センサなどの力センサが、スイッチ部 1 2 2 0 の第 1 及び第 2 のスイッチ 1 2 2 1 a、1 2 2 1 b ボタンに連結されてもよく、それにより変位強度が、ユーザによってスイッチ部 1 2 2 0 の第 1 及び第 2 のスイッチ 1 2 2 1 a、1 2 2 1 b ボタンに加えられ得た力に対応する。

【0 2 1 9】

ジョー部材 1 2 1 4 a は、トリガ 1 2 0 8 に動作可能に連結され、それによりトリガ 1 2 0 8 を握ったときに、ジョー部材 1 2 1 4 a が閉じて組織を把持し、トリガ 1 2 0 8 を解放したときに、ジョー部材 1 2 1 4 a が開いて組織を解放する。1 段トリガ構成では、トリガ 1 2 0 8 を握ってジョー部材 1 2 1 4 a を閉じ、一旦ジョー部材 1 2 1 4 a が閉じると、スイッチ部 1 2 2 0 の第 1 のスイッチ 1 2 2 1 a を起動して、R F 発生器に通電して組織を封止する。組織を封止した後に、スイッチ部 1 2 2 0 の第 2 のスイッチ 1 2 2 1 b を起動して、ナイフを前進させて組織を切断する。様々な態様では、トリガ 1 2 0 8 は、2 段又は多段トリガであってもよい。2 段トリガ構成では、第 1 段の間、ジョー部材 1 2 1 4 a を閉じる途中でトリガ 1 2 0 8 を握り、第 2 段の間、R F 発生器回路に通電して組織を封止する途中でトリガ 1 2 0 8 を握る。組織を封止した後に、スイッチ 1 2 2 1 a、1 2 2 1 b のうちの 1 つ起動して、ナイフを前進させて組織を切断することができる。組織を切断した後、トリガ 1 2 0 8 を解放することによってジョー部材 1 2 1 4 a を開き、組織を解放する。

【0 2 2 0】

シャフトアセンブリ 1 2 1 0 は、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 の長手軸「A」から離れてエンドエフェクタ 1 2 1 2 を偏向させるように動作可能な関節接合部 1 2 3 0 を含む。ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b は、細長いシャフトアセンブリ 1 2 1 0 の遠位端で関節接合部 1 2 3 0 を、長手方向軸 A - A に対して様々な関節接合配向に枢動させるように動作可能である。より具体的には、関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b は、下でより詳細に記載されるように、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 の関節接合部 1 2 3 0 と動作的に連通している、複数のケーブル又は腱に動作可能に連結する。1 つの関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a は、矢印「C 1」によって示されるように、第 1 の平面、例えば垂直平面に枢動運動を誘導するように、矢印「C 0」の方向に回転され得る。同様に、別の関節接合ダイヤル 1 2 3 2 b は、矢印「D 1」によって示されるように、第 2 の平面、例えば水平平面に枢動運動を誘導するように、矢印「D 0」の方向に回転され得る。関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b の、矢印「C 0」又は「D 0」のいずれかの方向の回転は、関節接合部 1 2 3 0 を中心としてシャフトアセンブリ 1 2 1 0 を枢動又は関節接合する腱をもたらす。

【0 2 2 1】

電池アセンブリ 1 2 0 6 は、電気コネクタ 1 2 3 1 によってハンドルアセンブリ 1 2 0 2 に電氣的に接続される。ハンドルアセンブリ 1 2 0 2 には、スイッチ部 1 2 2 0 が設けられている。第 1 のスイッチ 1 2 2 1 a 及び第 2 のスイッチ 1 2 2 1 b は、スイッチ部 1 2 2 0 内に設けられている。R F 発生器は、第 1 のスイッチ 1 2 2 1 a を作動させることによって通電され、ナイフ 1 2 7 4 は、第 2 のスイッチ 1 2 2 1 b を作動させることによってモータアセンブリ 1 2 4 0 に通電することにより起動され得る。したがって、第 1 のスイッチ 1 2 2 1 a は、R F 回路に通電して、組織を通して高周波電流を駆動して封止を形成し、第 2 のスイッチ 1 2 2 1 b は、モータに通電して、ナイフ 1 2 7 4 を駆動して組織を切断する。他の態様では、ナイフ 1 2 7 4 は、2 段トリガ 1 2 0 8 構成を使用して手動で発射されてもよい。電池アセンブリ 1 2 0 6 の構造的かつ機能的な態様は、図 1、図 2 及び図 1 6 ~ 図 2 4 に関して記載された外科用器具 1 0 0 のための電池アセンブリ 1 0 6 のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような電池アセンブリ 1 0 6 の構造的かつ機能的な態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。

【0 2 2 2】

回転ノブ 1 2 1 8 は、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 に動作可能に連結される。矢印 1 2

10

20

30

40

50

26によって示される方向に $\pm 360^\circ$ の回転ノブ1218の回転は、外管1244を矢印1228のそれぞれの方向に $\pm 360^\circ$ 回転させる。エンドエフェクタ1212は、制御ボタンの作動が、矢印C1及びD1によって示される一方向にエンドエフェクタ1212を関節接合するように、制御ボタンによって関節接合されてもよい。更に、外管1244は、例えば、5mm~10mmの範囲の直径 D_3 を有し得る。

【0223】

図56は、本開示の一態様による、電気的接続を含む、図54に示す関節接合の拡大領域詳細図である。図57は、本開示の一態様による、電気的接続を含む、図56に示す関節接合の拡大領域詳細図である。ここで図56~図57を参照すると、それぞれ近位端と遠位端1222の間にシャフトアセンブリ1210上に作動可能に配設されるか、又は連結された関節接合部1230が示されている。図56~図57に示した態様では、関節接合部1230は、複数の関節接合リンク1233(リンク1233)によって画定される。リンク1233は、シャフトアセンブリ1210を、水平又は垂直平面のいずれかにおいて、長手方向軸「A-A」にわたって横方向に関節接合するように構成される。図54を参照されたい。例示的な目的のために、水平平面にわたって関節接合されたシャフトアセンブリ1210を示す。

【0224】

リンク1233は、そのリンクを通して駆動機構、例えば駆動ロッドを受容するように構成された、リンクを通る中心環1238を集合的に画定する。理解され得るように、中心環1238の構成は、駆動ロッドが通る適切な隙間を提供する。中心環1238は、シャフトアセンブリ1210が非関節接合構成にあるとき、長手方向軸「A-A」に平行な、中心環を通る軸「B-B」を画定する。図54を参照されたい。

【0225】

図56~図57を引き続き参照して、リンク1233は、腱1234を介して関節接合ダイヤル1232a、1232bに動作可能に連結されている。例示的な目的のために、4つの腱1234が示されている。腱1234は、ステンレス鋼ワイヤ又は張力をリンク1233の最遠位リンクに伝送するために好適な他の材料で構成することができる。構成材料にかかわらず、腱1234は、その腱1234の長さによって増幅されるばね率を呈し、したがって腱1234は、外部負荷が細長いシャフトアセンブリ1210に加えられたときに伸張する傾向にあり得る。この伸張傾向は、例えば、外科医によって開始される関節接合ダイヤル1232a、1232bの対応する移動なしに、細長いシャフトアセンブリ1210の遠位端1222の配向の意図しない変化に関連付けられ得る。

【0226】

腱1234は、関節接合ダイヤル1232a、1232bが回転されると、腱1234を作動させる、例えば腱1234を「引っ張る」ように構成された関節接合ダイヤル1232a、1232bに動作可能に連結する。複数の腱1234は、1つ又は2つ以上の好適な連結方法を介してリンク1233に動作可能に連結される。より具体的には、リンク1233は、その中に画定された対応する複数の第1の開口又はボア1236aを含み(4つのボア1236aが代表図に示される)、これらはリンク1233に沿って放射状に配設され、共通の軸に沿って中心に配列されている。図56を参照されたい。複数のボア1236aのボアは、腱1234を受容するように構成される。腱1234の遠位端は、好適な方法、例えば、上記の連結方法のうちの1つ又は2つ以上によって、リンク1233の最遠位のリンクに動作可能に連結される。

【0227】

図56~図57を引き続き参照すると、リンク1233は、第2の複数のボア1236bを含む(4つのボア1236bは、図56において最も良く見られるように、代表図に示される)。ボア1236bは、複数の導電リード1237(4本の導電リード1237が代表図に示される)の対応する導電リードを受容するように構成される。導電リード1237は、第2の複数のボア1236b内で第1の状態と第2の状態との間で遷移するように構成される。導電リード1237の遷移を容易にするために、ボア1236bは、導

10

20

30

40

50

電リード 1 2 3 7 が第 1 の状態にあるとき、導電リード 1 2 3 7 の直径よりも大きい直径を含む。

【0228】

外科用器具 1 2 2 0 は、複数の導電リード 1 2 3 7 に電圧及び電流を選択的に誘導するように構成された電気回路を含み、それにより導電リード 1 2 3 7 が第 1 の状態から第 2 の状態に遷移する。このため、発生器 G は、適切な割合の電圧電位 E_0 を提供する。電圧は、導電リード 1 2 3 7 に電圧が誘導され、導電リードを通して電流が流れる。導電リード 1 2 3 7 を通って流れる電流は、導電リード 1 2 3 7 を第 1 の状態（図 5 6）から第 2 の状態（図 5 7）に遷移させる。第 2 の状態では、導電リード 1 2 3 7 は、図 5 7 において最も良く見られるように、導電リード 1 2 3 7 と対応するボア 1 2 3 6 b との間に締め

10

【0229】

図 5 8 は、本開示の一態様による、図 5 4 の外科用器具 1 2 0 0 のシャフトアセンブリ 1 2 1 0、エンドエフェクタ 1 2 1 2 及び切断部材 1 2 5 4 の構成要素の斜視図を示す。図 5 9 は、本開示の一態様による、関節接合の第 2 段にある関節接合部を示す。ここで図 5 8 ~ 図 5 9 を参照すると、1 つの関節接合バンド 1 2 5 6 a は、セパレータ 1 2 6 1 の片側凹部に摺動可能に配設されるが、第 2 の関節接合バンド 1 2 5 6 b（図 5 9）は、セパレータ 1 2 6 1 の反対側凹部に摺動可能に配設される。切断部材ドライバ管は、ドライバブロック 1 2 5 8 を長手方向に駆動するように長手方向に移動可能であり、それにより切断部材 1 2 5 4 を長手方向に移動させる。側方凹部は、関節接合バンド 1 2 5 6 a、1 2 5 6 b との接触表面積を低減するように構成された長手方向に延在する溝を含み、これにより、セパレータ 1 2 6 1 と関節接合バンド 1 2 5 6 a、1 2 5 6 b の間の摩擦を低減する。セパレータ 1 2 6 1 はまた、低摩擦材料で形成することができ、かつ / 又は摩擦を低減するための表面処理を含み得る。関節接合バンド 1 2 5 6 a、1 2 5 6 b は、関節接合部 1 2 3 0 を通って、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 の長さに沿って長手方向に延在している。1 つの関節接合バンド 1 2 5 6 a の遠位端 1 2 5 2 は、アンカーポイントにおいてエンドエフェクタ 1 2 1 2 の近位部分 1 2 5 0 の片側に固定される。第 2 の関節接合バンド 1 2 5 6 b の遠位端 1 2 6 2 は、アンカーポイントにおいてエンドエフェクタ 1 2 1 2 の近位部分 1 2 5 0 の反対側に固定される。回転関節接合ノブは、関節接合バンド 1 2 5 6 a を遠位方向に選択的に前進させると同時に、第 2 の関節接合バンド 1 2 5 6 b を近位に後退させるように動作可能であり、逆もまた同様である。この対向する並進は、関節接合部 1 2 3 0 を屈曲させ、それによりエンドエフェクタ 1 2 1 2 を関節接合させることが理解されるべきである。特に、エンドエフェクタ 1 2 1 2 は、関節接合バンド 1 2 5 6 a、1 2 5 6 b が近位に後退されている方に向かって偏向し、関節接合バンド 1 2 5 6 a、1 2 5 6 b が遠位に前進されている方から離れて偏向する。

20

30

【0230】

図 5 8 ~ 図 5 9 を引き続き参照すると、相互作用して関節接合部 1 2 3 0 を屈曲させ、エンドエフェクタ 1 2 1 2 を関節接合させる、上記の構成要素のうちのいくつかが示されている。図 5 8 では、関節接合 1 2 3 0 は、直線構成にある。次いで、関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b（図 5 4 ~ 図 5 5）のうちの 1 つを回転させて、リードスクリューを近位に並進させ、別のリードスクリューを遠位に前進させる。1 つのリードスクリューの近位並進が、関節接合バンド 1 2 5 6 b を近位に引き、これが関節接合部 1 2 3 0 を図 5 9 に示すように曲げ始める。関節接合部 1 2 3 0 のこの曲げが、他の関節接合バンド 1 2 5 6 a を遠位に引く。関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b の回転に応じたリードスクリューの遠位前進が、関節接合バンド 1 2 5 6 a 及び駆動部材を遠位に前進可能にする。いくつかの他のバージョンでは、リードスクリューの遠位前進は、駆動部材及び関節接合バンド 1 2 5 6 a を遠位に能動的に駆動する。ユーザが、関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b のうちの 1 つを回転させ続けると、上記の相互作用が同じように継続し、その結果、図 5 9 に示すように関節接合部 1 2 3 0 の更なる曲げを生じる。関節接合ダイヤル 1 2 3 2 a、1 2 3 2 b を逆方向に回転させることにより、関節接合部 1 2 3 0 が

40

50

矯正され、また反対方向の更なる回転により、関節接合部 1 2 3 0 が逆方向に屈曲することが理解されるべきである。

【 0 2 3 1 】

図 6 0 は、本開示の一態様による、開放構成にある図 5 4 ~ 図 5 9 の装置のエンドエフェクタ 1 2 1 2 の斜視図を示す。本実施例のエンドエフェクタ 1 2 1 2 は、一対のジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b を備える。本実施例では、1 つのジョー部材 1 2 1 4 b は、シャフトアセンブリに対して固定されているが、他のジョー部材 1 2 1 4 a は、シャフトアセンブリに対して、他のジョー部材 1 2 1 4 b に向かって、及びそれから離れて枢動する。いくつかのバージョンでは、ロッド又はケーブルなどのアクチュエータは、シースを通して延在し、枢動連結具において 1 つのジョー部材 1 2 1 4 a と接合されてもよく、それによりシャフトアセンブリを通るアクチュエータロッド / ケーブルなどの長手方向移動は、シャフトアセンブリに対して、及び第 2 のジョー部材 1 2 1 4 b に対して、ジョー部材 1 2 1 4 a の枢動を提供する。当然のことながら、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b は、代わりに、任意の他の好適な種類の移動を有してもよく、また任意の他の好適な方法で作動されてもよい。単なる例として、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b は、発射ビーム 1 2 6 6 の長手方向並進によって作動され、したがって閉鎖することができ、それによりいくつかのバージョンでは、アクチュエータロッド / ケーブルなどを単に排除することができる。1 つのジョー部材 1 2 1 4 a の上側は、複数の歯セレーション 1 2 7 2 を含む。他のジョー部材 1 2 1 4 b の下側は、必ずしも組織を引き裂くことなく、エンドエフェクタ 1 2 1 2 のジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b の間に捕捉された組織の把持を強化するためにセレーション 1 2 7 2 と入れ子になっている相補的セレーション 1 2 7 7 を含み得ることが理解されるべきである。

【 0 2 3 2 】

図 6 1 は、本開示の一態様による、閉鎖構成にあり、かつブレード 1 2 7 4 が遠位位置にある図 6 0 のエンドエフェクタ 1 2 1 2 の断面端面図を示す。ここで図 6 0 ~ 図 6 1 を参照すると、一方のジョー部材 1 2 1 4 a は、長手方向に延在する細長いスロット 1 2 6 8 を画定するが、他方のジョー部材 1 2 1 4 b はまた、長手方向に延在する細長いスロット 1 2 7 0 を画定する。加えて、一方のジョー部材 1 2 1 4 a の下側は、導電表面 1 2 1 6 a を提示するが、他方のジョー部材 1 2 1 4 b の上側は、別の導電表面 1 2 1 6 b を提示する。導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b は、シャフトアセンブリの長さに沿って延在する 1 つ又は 2 つ以上の導電体（図示せず）を介して、電源 1 2 7 8 及びコントローラ 1 2 8 0 と連通している。電源 1 2 7 8 は、第 1 の極性で R F エネルギーを第 1 の導電表面 1 2 1 6 b に送達し、かつ第 2 の（逆の）極性で第 2 の導電表面 1 2 1 6 a に送達するように動作可能であり、それにより R F 電流は、導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b の間に流れ、またそれによりジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b の間に捕捉された組織を通して流れる。いくつかのバージョンでは、発射ビーム 1 2 6 6 は、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b の間に捕捉されたパイポラ R F エネルギーを送達するために、導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b（例えば、接地帰路として）と協働する導電体として機能する。電源 1 2 7 8 は、本明細書に引用される 1 つ又は 2 つ以上の参考文献に記載されるように、ないしは別の方法で、外科用器具 1 2 0 0 の外部にあり得るか、又は外科用器具 1 2 0 0 と（例えば、ハンドルアセンブリ 1 2 0 2 などにおいて）一体であってもよい。コントローラ 1 2 8 0 は、電源 1 2 7 8 から導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b への電力の送達を規制する。コントローラ 1 2 8 0 はまた、外科用器具 1 2 0 0 の外部にあり得るか、又は本明細書に引用される 1 つ又は 2 つ以上の参考文献に記載されるように、ないしは別の方法で、外科用器具 1 2 0 0 と（例えば、ハンドルアセンブリ 1 2 0 2 などにおいて）一体であってもよい。導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b は、種々の代替位置、構成及び関係で提供され得ることも理解されるべきである。

【 0 2 3 3 】

依然として図 6 0 ~ 図 6 1 を参照して、本実施例の外科用器具 1 2 0 0 は、エンドエフェクタ 1 2 1 2 の長さの一部に沿って長手方向に移動可能である、発射ビーム 1 2 6 6 を

含む。発射ビーム 1 2 6 6 は、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 内で同軸的に位置決めされ、シャフトアセンブリ 1 2 1 0 の長さに沿って延在し、かつシャフトアセンブリ 1 2 1 0 内で長手方向に並進するが（本実施例では、関節接合部 1 2 3 0 を含む）、発射ビーム 1 2 6 6 0 及びシャフトアセンブリ 1 2 1 0 が、任意の他の好適な関係を有してもよいことを理解されたい。発射ビーム 1 2 6 6 は、鋭利な遠位端を有するナイフ 1 2 7 4、上部フランジ 1 2 8 1 及び下部フランジ 1 2 8 2 を含む。図 6 1 に最も良く見られるように、ナイフ 1 2 7 4 は、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b のスロット 1 2 6 8、1 2 7 0 を通して延在し、上フランジ 1 2 8 1 は、凹部 1 2 8 4 内でジョー部材 1 2 1 4 a の上に位置し、下フランジ 1 2 8 2 は、凹部 1 2 8 6 内でジョー部材 1 2 1 4 b の下に位置している。ナイフ 1 2 7 4 及びフランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 の構成は、発射ビーム 1 2 6 6 の遠位端において「I - ビーム」型の断面を提供する。本実施例では、フランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 は、発射ビーム 1 2 6 6 の長さの僅かな部分のみに沿って長手方向に延在するが、フランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 は、発射ビーム 1 2 6 6 の任意の好適な長さに沿って長手方向に延在していてもよいことを理解されたい。加えて、フランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 は、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b の外側に沿って位置決めされているが、フランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 は、代替として、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b 内に形成された対応するスロット内に配設されていてもよい。例えば、ジョー部材 1 2 1 4 a、1 2 1 4 b は、「T」形状のスロットを画定することができ、ナイフ 1 2 7 4 の一部は、「T」形状のスロットの 1 つの垂直部分に配設され、フランジ 1 2 8 1、1 2 8 2 は、「T」形状のスロットの水平部分に配設されている。本明細書の教示を考慮することで、様々な他の好適な構成及び関係が、当業者に明らかになるであろう。単なる例として、エンドエフェクタ 1 2 1 2 は、導電表面 1 2 1 6 a、1 2 1 6 b に隣接して、及び / 又は他の場所に位置する、1 つ又は 2 つ以上の正の温度係数（PTC）サーミスタ本体 1 2 8 8、1 2 9 0（例えば、PTC ポリマーなど）を含んでもよい。

10

20

30

40

50

【0 2 3 4】

電池アセンブリ 1 2 0 6 の構造的かつ機能的態様は、図 1、図 2、及び図 1 6 ~ 図 2 4 に関して記載される外科用器具 1 0 0 の電池アセンブリ 1 0 6 のものと同様であり、図 2 0 ~ 図 2 4 に関して記載される電池回路を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような電池アセンブリ 1 0 6 の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、RF 発生器回路の構造的かつ機能的態様は、図 3 4 ~ 図 3 7 に関して記載される外科用器具 5 0 0、6 0 0 について記載される RF 発生器回路のものと同様である。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、そのような RF 発生器回路の構造的かつ機能的態様は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。更に、外科用器具 1 2 0 0 は、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される電池及び制御回路を含み、例えば、図 1 4 に関して記載される制御回路 2 1 0 及び図 1 5 に関して記載される電気回路 3 0 0 を含む。したがって、開示の簡潔性及び明確性のために、図 1 2 ~ 図 1 5 に関して記載される回路の説明は、参照により本明細書に組み込まれ、ここでは繰り返さない。

【0 2 3 5】

切断機構と、シャフトの長手方向軸から離れてエンドエフェクタを偏向するように動作可能な関節接合部とを備える電気外科用器具に関するより詳細な説明については、米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 0 2 3 8 6 8 号（参照により本明細書に組み込まれる）を参照されたい。

【0 2 3 6】

本明細書に記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれかを、モータ又は他の電動装置を含むように修正して、そうでなければ手動で移動される構成要素を駆動することができることも理解されたい。そのような修正の様々な例は、米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 1 1 6 3 7 9 号及び米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 2 5 6 1 8 4 号に記載されており、各々が参照により本明細書に組み込まれる。本明細書の教示を考慮することで、モータ又は他の電動装置が本明細書の

任意の装置に組み込まれ得る、様々な他の好適な方法が、当業者に明らかになるであろう。

【 0 2 3 7 】

図 1 1 ~ 図 1 5、図 2 0 ~ 図 2 4、図 3 4 ~ 図 3 7、及び図 5 0 に関して記載される回路は、単独で、又は本明細書に記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれかと組み合わせて動作するように構成され得ることも理解されたい。

【 0 2 3 8 】

図 6 2 ~ 図 7 0 は、図 1 ~ 図 6 1 に関して記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれか 1 つと共に動作するように構成された様々な回路を説明する。ここで図 6 2 を参照すると、本開示の一態様による、外科用器具の制御回路 1 3 0 0 の構成要素が示される。制御回路 1 3 0 0 は、揮発性メモリ 1 3 0 4 に連結されたプロセッサ 1 3 0 2、1 つ又は 2 つ以上のセンサ 1 3 0 6、不揮発性メモリ 1 3 0 8 及び電池 1 3 1 0 を備える。一態様では、外科用器具は、制御回路 1 3 0 0 を収容し、かつ電力保存モードを実装するための汎用的な制御を含む、ハンドルハウジングを備えることができる。いくつかの態様では、プロセッサ 1 3 0 2 は、1 つ又は 2 つ以上の二次プロセッサを含む外科用器具の一次プロセッサであってもよい。いくつかの態様では、プロセッサ 1 3 0 2 は、電池 1 3 1 0 内に格納されてもよい。このプロセッサ 1 3 0 2 は、制御プログラム又は他のソフトウェアモジュールなどの機械実行可能な命令を実行することによって、外科用器具の様々な動作及び機能を制御するように構成されている。例えば、プロセッサ 1 3 0 2 によるエネルギーモダリティ制御プログラムの実行は、外科用器具を使用する外科医によって患者組織に印加される特定のタイプのエネルギーの選択を可能にする。外科用器具は、外科用器具のハンドル上に位置するエネルギーモダリティアクチュエータを備えてもよい。アクチュエータは、スライダ、トグルスイッチ、セグメント化瞬間接触スイッチ、又はいくつかの他のタイプのアクチュエータであってもよい。エネルギーモダリティアクチュエータの作動により、プロセッサ 1 3 0 2 は、選択されたタイプのエネルギーに対応するエネルギーモダリティを起動する。このタイプのエネルギーは、超音波、RF、又は超音波エネルギー及び RF エネルギーの組み合わせであり得る。様々な態様では、一般に、プロセッサ 1 3 0 2 は、図 6 3 に示されるように、外科用器具の複数の回路セグメントに電氣的に連結され、通電及び非通電シーケンスに従って、回路セグメントを起動又は停止する。

【 0 2 3 9 】

ランダムアクセスメモリ (RAM) などの揮発性メモリ 1 3 0 4 は、プロセッサ 1 3 0 2 が動作中の間、例えばプロセッサ 1 3 0 2 が制御プログラム又はソフトウェアモジュールを実行するとき、選択された制御プログラム又は他のソフトウェアモジュールを一時的に記憶する。1 つ又は 2 つ以上のセンサ 1 3 0 6 は、力センサ、温度センサ、電流センサ又は運動センサを含むことができる。いくつかの態様では、1 つ又は 2 つ以上のセンサ 1 3 0 6 は、シャフト、エンドエフェクタ、電池若しくはハンドル、又はそれらの任意の組み合わせ若しくは部分的組み合わせに位置し得る。1 つ又は 2 つ以上のセンサ 1 3 0 6 は、図 1 ~ 図 6 1 に関して記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれかの 1 つの動作、例えばエンドエフェクタのジョーにより把持される組織の存在又はモータにより加えられる力に関連するデータを伝送する。一態様では、1 つ又は 2 つ以上のセンサ 1 3 0 6 は、安全性チェック及び電源オンセルフテスト (Power On Self Test、POST) に基づいて、回路セグメントの機能又は動作を検証する加速度計を含むことができる。制御プログラム又は他のソフトウェアモジュールなどの機械実行可能な命令は、不揮発性メモリ 1 3 0 8 に記憶される。例えば、不揮発性メモリ 1 3 0 8 は、ベーシック・インプット/アウトプット・システム (Basic Input/Output System、BIOS) プログラムを記憶する。不揮発性メモリ 1 3 0 8 は、読み出し専用メモリ、消去可能プログラマブル ROM (erasable programmable ROM、EPROM)、EEPROM、フラッシュメモリ、又はいくつかの他のタイプの不揮発性メモリ

装置であってもよい。制御プログラムの様々な例は、米国特許出願公開第2015/0272578号に記載されており、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。電池1310は、電流を発生させる電源電圧を提供することによって、外科用器具に電力供給する。電池1310は、図63に示したモータ制御回路セグメント1428を含むことができる。

【0240】

一態様では、プロセッサ1302は、Texas Instruments製のARM Cortexの商品名で知られているものなど、任意のシングルコア又はマルチコアプロセッサであってもよい。一態様では、プロセッサ1302は、同じくTexas Instruments製のHercules ARM Cortex R4の商品名で知られている、TMS570及びRM4xなど、2つのマイクロコントローラ系ファミリーを含む安全プロセッサとして実装され得る。それにもかかわらず、マイクロコントローラ及び安全プロセッサに好適な他の置換品も制限なく用いることができる。一態様では、安全プロセッサは、拡張性がある性能、接続性及びメモリの選択肢を提供しながら、高度な集積型安全特性を提供するために、中でも特に、IEC 61508及びISO 26262の安全限界用途向けに特異的に構成されてもよい。

10

【0241】

特定の態様では、プロセッサ1302は、例えばTexas Instrumentsから入手可能なLM4F230H5QRであってもよい。少なくとも一例では、Texas InstrumentsのLM4F230H5QRは、製品データシートから容易に入手可能な他の機構の中でも特に、最大40MHz、256KBの単一サイクルフラッシュメモリ若しくは他の不揮発性メモリのオンチップメモリと、40MHz超の性能を改善するためのプリフェッチバッファと、32KBの単一サイクルシリアルランダムアクセスメモリ(SRAM)と、StellarisWare(登録商標)ソフトウェアを搭載した内部読み取り専用メモリ(ROM)と、2KBの電氣的消去可能なプログラマブル読み取り専用メモリ(EEPROM)と、1つ又は2つ以上のパルス幅変調(PWM)モジュールと、1つ又は2つ以上の直交エンコーダ入力(QEDアナログと、12個のアナログ入力チャンネルを備えた、1つ又は2つ以上の12ビットアナログデジタル変換器(ADC)と、を備えたARM Cortex-M4Fプロセッサコアである。他のプロセッサが容易に代用されてもよく、したがって、本開示は、この文脈に限定されるべきではない。

20

30

【0242】

図63は、本開示の一態様による、複数の独立して動作する回路セグメント1402、1414、1416、1420、1424、1428、1434、1440を含む、セグメント化回路1401のシステム図1400である。セグメント化回路1401の複数の回路セグメントの回路セグメントは、1つ又は2つ以上の回路と、1つ又は2つ以上のメモリ装置に記憶された1つ又は2つ以上の機械実行可能命令のセットとを含む。回路セグメントの1つ又は2つ以上の回路は、1つ又は2つ以上の有線又は無線接続媒体を通して電気通信のために連結される。複数の回路セグメントは、スリープモード、スタンバイモード及び動作モードを含む3つのモードの間で遷移するように構成される。

40

【0243】

一態様では、複数の回路セグメント1402、1414、1416、1420、1424、1428、1434、1440は、第1にスタンバイモードで開始し、第2にスリープモードに遷移し、第3に動作モードへ遷移する。しかしながら、他の態様では、複数の回路セグメントは、3つのモードのうちのいずれか1つから、3つのモードのうちの任意の他の1つに遷移することができる。例えば、複数の回路セグメントは、スタンバイモードから動作モードに直接遷移することができる。個々の回路セグメントは、機械実行可能命令のプロセッサ1302による実行に基づいて、電圧制御回路1408によって特定の状態に置かれ得る。これらの状態は、非通電状態、低エネルギー状態及び通電状態を含む。非通電状態はスリープモードに対応し、低エネルギー状態はスタンバイモードに対応し

50

、通電状態は動作モードに対応する。低エネルギー状態への遷移は、例えば、ポテンショメータの使用によって実現することができる。

【0244】

一態様では、複数の回路セグメント1402、1414、1416、1420、1424、1428、1434、1440は、通電シーケンスに従ってスリープモード又はスタンバイモードから動作モードに遷移することができる。複数の回路セグメントはまた、非通電シーケンスに従って動作モードからスタンバイモード又はスリープモードに遷移することができる。通電シーケンス及び非通電シーケンスは異なってもよい。いくつかの態様では、複数の回路セグメントの回路セグメントのサブセットのみに通電することを含む。いくつかの態様では、複数の回路セグメントの回路セグメントのサブセットのみに非通電することを含む。

10

【0245】

図63におけるシステム図1400に戻って参照すると、セグメント化回路1401は、遷移回路セグメント1402、プロセッサ回路セグメント1414、ハンドル回路セグメント1416、通信回路セグメント1420、ディスプレイ回路セグメント1424、モータ制御回路セグメント1428、エネルギー処理回路セグメント1434及びシャフト回路セグメント1440を含む、複数の回路セグメントを備える。遷移回路セグメントは、ウェイクアップ回路1404、ブースト電流回路1406、電圧制御回路1408、安全コントローラ1410及びPOSTコントローラ1412を備える。遷移回路セグメント1402は、非通電及び通電シーケンス、安全検出プロトコル並びにPOSTを実装するように構成される。

20

【0246】

いくつかの態様では、ウェイクアップ回路1404は、加速度計ボタンセンサ1405を含む。態様では、遷移回路セグメント1402は、通電状態にあるように構成されるが、セグメント化回路1401の複数の回路セグメントの他の回路セグメントは、低エネルギー状態、非通電状態又は通電状態にあるように構成される。加速度計ボタンセンサ1405は、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの移動又は加速を監視することができる。例えば、移動は、外科用器具の配向又は回転の変化であり得る。外科用器具は、例えば、外科用器具のユーザによって、3次元ユークリッド空間に対して任意の方向に移動することができる。加速度計ボタンセンサ1405が移動又は加速を感知すると、加速度計ボタンセンサ1405は、電圧制御回路1408に信号を送り、電圧制御回路1408がプロセッサ回路セグメント1414に電圧を印加して、プロセッサ1302及び揮発性メモリ1304を通電状態に遷移させる。態様では、プロセッサ1302及び揮発性メモリ1304は、電圧制御回路1409がプロセッサ1302及び揮発性メモリ1304に電圧を印加する前に、通電状態にある。動作モードでは、プロセッサ1302は、通電シーケンス又は非通電シーケンスを開始することができる。様々な態様では、加速度計ボタンセンサ1405はまた、プロセッサ1302に信号を送り、プロセッサ1302に通電シーケンス又は非通電シーケンスを開始させることができる。いくつかの態様では、プロセッサ1302は、個々の回路セグメントの大部分が低エネルギー状態又は非通電状態にあるときに、通電シーケンスを開始する。他の態様では、プロセッサ1302は、個々の回路セグメントの大部分が通電状態にあるときに、非通電シーケンスを開始する。

30

40

【0247】

追加として又は代替として、加速度計ボタンセンサ1405は、外科用器具の所定の近傍内の外部移動を感知することができる。例えば、加速度計ボタンセンサ1405は、所定の近傍内でユーザの手を動かすことにより、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれかをユーザに感知させることができる。加速度計ボタンセンサ1405が、この外部移動を感知すると、加速度計ボタンセンサ1405は、前述のように、電圧制御回路1

50

408に信号を送り、かつプロセッサ1302に信号を送ることができる。送られた信号を受信した後、プロセッサ1302は、通電シーケンス又は非通電シーケンスを開始して、1つ又は2つ以上の回路セグメントを3つのモード間で遷移させることができる。態様では、電圧制御回路1408に送られた信号は、プロセッサ1302が動作モードにあることを検証するために送られる。いくつかの態様では、加速度計ボタンセンサ1405は、外科用器具が落下したときを感知し、感知された落下に基づいてプロセッサ1302に信号を送ることができる。例えば、信号は、個々の回路セグメントの動作におけるエラーを示すことができる。1つ又は2つ以上のセンサ1306は、影響された個々の回路セグメントの損傷又は誤動作を感知することができる。感知された損傷又は誤動作に基づいて、POSTコントローラ1412は、対応する個々の回路セグメントのPOSTを実施することができる。

10

【0248】

通電シーケンス又は非通電シーケンスは、加速度計ボタンセンサ1405に基づいて定義されてもよい。例えば、加速度計ボタンセンサ1405は、複数の回路セグメントの特定の回路セグメントの選択を示す、特定の運動又は運動のシーケンスを感知することができる。感知された運動又は一連の感知された運動に基づいて、加速度計ボタンセンサ1405は、プロセッサ1302が通電状態にあるときに、複数の回路セグメントのうちの1つ又は2つ以上の回路セグメントの指示を含む信号を、プロセッサ1302に送信することができる。この信号に基づいて、プロセッサ1302は、選択された1つ又は2つ以上の回路セグメントを含む通電シーケンスを決定する。追加として又は代替として、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つのユーザは、多くの回路セグメント及びその順序を選択して、外科用器具のグラフィックユーザインターフェース(graphical user interface、GUI)との相互作用に基づいて、通電シーケンス又は非通電シーケンスを定義することができる。

20

【0249】

様々な態様では、加速度計ボタンセンサ1405は、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの移動、又は所定の閾値を上回る所定の近傍内の外部移動を検出したときにのみ、電圧制御回路1408に信号を送り、かつプロセッサ1302に信号を送ることができる。例えば、移動が5秒以上感知された場合、又は外科用器具が5インチ以上移動された場合にのみ、信号を送ることができる。他の態様では、加速度計ボタンセンサ1405は、加速度計ボタンセンサ1405が、外科用器具の振動移動を検出したときにのみ、電圧制御回路1408に信号を送り、かつプロセッサ1302に信号を送ることができる。所定の閾値は、外科用器具の回路セグメントの不用意な遷移を低減する。前述のように、遷移は、通電シーケンスに従う動作モードへの遷移、非通電シーケンスに従う低エネルギーモードへの遷移又は非通電シーケンスに従うスリープモードへの遷移を含むことができる。いくつかの態様では、外科用器具は、外科用器具のユーザによって作動され得るアクチュエータを備える。この作動は、加速度計ボタンセンサ1405によって感知される。アクチュエータは、スライダ、トグルスイッチ、又は瞬間接触スイッチであってもよい。感知された作動に基づいて、加速度計ボタンセンサ1405は、電圧制御回路1408に信号を送り、かつプロセッサ1302に信号を送ることができる。

30

40

【0250】

ブースト電流回路1406は、電池1310に連結されている。ブースト電流回路1406は、リレーやトランジスタなどの電流増幅器であり、個々の回路セグメントの電流の大きさを増幅するように構成されている。電流の初期の大きさは、電池1310によってセグメント化回路1401に提供される電源電圧に対応する。好適なリレーは、ソレノイドを含む。好適なトランジスタは、電界効果トランジスタ(FET)、MOSFET及びバイポーラ接合トランジスタ(bipolar junction transistor、BJT)を含む。ブースト電流回路1406は、図1～図61に関して記載される外科用器具100、480、5

50

00、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの銅さ中により多くの電流ドロウを必要とする、個々の回路セグメント又は回路に対応する電流の大きさ増幅させることができる。例えば、モータ制御回路セグメント1428に対する電流の増加は、外科用器具のモータがより多くの入力電力を必要とするときに提供され得る。個々の回路セグメントに提供される電流の増加は、別の回路セグメント又は回路セグメントの対応する電流の減少を引き起こすことができる。追加として又は代替として、電流の増加は、電池1310と共に動作する追加の電圧源によって提供される電圧に対応することができる。

【0251】

電圧制御回路1408は、電池1310に連結されている。電圧制御回路1408は、複数の回路セグメントに電圧を提供するか、又はそれらから電圧を除去するように構成される。電圧制御回路1408はまた、セグメント化回路1401の複数の回路セグメントに提供される電圧を増加又は低減するように構成される。様々な態様では、電圧制御回路1408は、入力を選択するマルチプレクサ(MUX)などの組み合わせ論理回路、複数の電子スイッチ及び複数の電圧変換器を備える。複数の電子スイッチの電子スイッチは、開放構成と閉鎖構成との間で切り換えて、個々の回路セグメントを電池1310に接続するか、又は接続を切るように構成されてもよい。複数の電子スイッチは、トランジスタなどの固体装置、又は中でも特に、無線スイッチ、超音波スイッチ、加速度計、慣性センサなどの他のタイプのスイッチをであってもよい。組み合わせ論理回路は、開放構成に切り換えて、対応する回路セグメントへの電圧の印加を可能にするために、個々の電子スイッチを選択するように構成されている。組み合わせ論理回路はまた、閉鎖構成に切り換えて、対応する回路セグメントからの電圧の除去を可能にするために、個々の電子スイッチを選択するように構成されている。複数の個々の電子スイッチを選択することにより、組み合わせ論理回路は、非通電シーケンス又は通電シーケンスを実装することができる。複数の電圧変換器は、複数の回路セグメントに昇圧電圧又は降圧電圧を提供することができる。電圧制御回路1408はまた、図62に示すように、マイクロプロセッサ及びメモリ装置を含んでもよい。

【0252】

安全コントローラ1410は、回路セグメントの安全チェックを実施するように構成されている。いくつかの態様では、安全コントローラ1410は、1つ又は2つ以上の個々の回路セグメントが動作モードにあるとき、安全チェックを実施する。安全チェックは、回路セグメントの機能又は動作に任意のエラー又は欠陥があるかどうかを決定するために実施されてもよい。安全コントローラ1410は、複数の回路セグメントのうちの1つ又は2つ以上のパラメータを監視してもよい。安全コントローラ1410は、1つ又は2つ以上のパラメータを既定のパラメータと比較することによって、複数の回路セグメントの同一性及び動作を検証することができる。例えば、RFエネルギーモダリティが選択されると、安全コントローラ1410は、シャフトの関節接合パラメータが既定の関節接合パラメータに一致していることを検証し、図1～図61に関して記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つのRFエネルギーモダリティの動作を検証することができる。いくつかの態様では、安全コントローラ1410は、センサ1306によって、故障を検出するために外科用器具の1つ又は2つ以上の特性の間の所定の関係を監視してもよい。1つ又は2つ以上の特性が所定の関係に不一致であるときに、障害が生じ得る。安全コントローラ1410が、障害が存在するか、エラーが存在するか又は複数の回路セグメントの一部の動作が検証されなかったと判断したとき、安全コントローラ1410は、その故障、エラー又は検証失敗が発生した特定の回路セグメントの動作を防止するか又は無効にする。

【0253】

POSTコントローラ1412は、複数の回路セグメントの適正動作を検証するためのPOSTを実施する。いくつかの態様では、POSTは、個々の回路セグメントに電圧を印加して個々の回路セグメントをスタンバイモード又はスリープモードから動作モードに

10

20

30

40

50

遷移させる電圧制御回路1408の前に、複数の回路セグメントの個々の回路セグメントに対して実施される。個々の回路セグメントがPOSTを通過しない場合、特定の回路セグメントは、スタンバイモード又はスリープモードから動作モードに遷移しない。ハンドル回路セグメント1416のPOSTは、例えば、ハンドル制御センサ1418が、図1～図61に関して記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つのハンドル制御の作動を感知するかどうかを試験することを含み得る。いくつかの態様では、POSTコントローラ1412は、加速度計ボタンセンサ1405に信号を送り、個々の回路セグメントの動作をポストの一部として検証することができる。例えば、信号を受信した後、加速度計ボタンセンサ1405は、外科用器具のユーザに、外科用器具を複数の検証位置に移動させて、外科用器具の動作を確認するように促すことができる。加速度計ボタンセンサ1405はまた、POSTの一部としての回路セグメントの出力又は回路セグメントの回路を監視してもよい。例えば、加速度計ボタンセンサ1405は、モータ1432によって生成された増分モータパルスを感じて、動作を検証することができる。モータ制御回路1430のモータコントローラを使用して、モータ1432を制御して増分モータパルスを生成することができる。

10

【0254】

様々な態様では、図1～図61に関して記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つは、使用され得る追加の加速度計ボタンセンサを備えてもよい。POSTコントローラ1412はまた、電圧制御回路1408のメモリ装置に記憶されている制御プログラムを実行してもよい。制御プログラムは、POSTコントローラ1412に、複数の回路セグメントから一致する暗号化パラメータを要求する信号を送信させることができる。個々の回路セグメントから一致した暗号化パラメータを受信することの失敗は、対応する回路セグメントが破損又は誤動作していることをPOSTコントローラ1412に示す。いくつかの態様では、POSTコントローラ1412が、プロセッサ1302が破損又は誤動作しているというPOSTに基づいて判断する場合、POSTコントローラ1412は、1つ又は2つ以上の二次プロセッサに信号を送り、1つ又は2つ以上の二次プロセッサに、プロセッサ1302が実施することができない重要な機能を実施させることができる。いくつかの態様では、POSTコントローラ1412が、1つ又は2つ以上の回路セグメントが適切に動作していないというPOSTに基づいて判断する場合、POSTコントローラ1412は、POSTに失敗したか、又は適切に動作していない回路セグメントをロックアウトしながら、適切に動作する回路セグメントの低減した性能モードを開始することができる。ロックアウトした回路セグメントは、スタンバイモード又はスリープモードの回路セグメントと同様に機能することができる。

20

30

【0255】

プロセッサ回路セグメント1414は、図62を参照して記載されるプロセッサ1302及び揮発性メモリ1304を備えている。このプロセッサ1302は、通電又は非通電シーケンスを開始するよう構成されている。通電シーケンスを開始するために、プロセッサ1302は、電圧制御回路1408に通電信号を送信して、電圧制御回路1408に、通電シーケンスに従って複数の回路セグメント又は複数の回路セグメントのサブセットに電圧を印加させる。非通電シーケンスを開始するために、プロセッサ1302は、電圧制御回路1408に非通電信号を送信して、電圧制御回路1408に、非通電シーケンスに従って複数の回路セグメント又は複数の回路セグメントのサブセットから電圧を除去させる。

40

【0256】

ハンドル回路セグメント1416は、ハンドル制御センサ1418を備える。ハンドル制御センサ1418は、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの1つ又は2つ以上のハンドル制御の作動を感知することができる。様々な態様では、1つ又は2つ以上のハンドル制御は、クランプ制御、解除ボタン、関節接合スイッチ、エネルギー起

50

動ボタン、及び／又は任意の他の適切なハンドル制御を含む。ユーザは、エネルギー起動ボタンを起動して、RFエネルギーモード、超音波エネルギーモード、又はRFエネルギーモード及び超音波エネルギーモードの組み合わせを選択することができる。ハンドル制御センサ1418はまた、外科用器具へのモジュールハンドルの取設を容易にすることができる。例えば、ハンドル制御センサ1418は、外科用器具へのモジュールハンドルの適正な取設を感知して、外科用器具のユーザに感知した取設を示すことができる。LCDディスプレイ1426は、感知された取設のグラフィック表示を提供することができる。いくつかの態様では、ハンドル制御センサ1418は、1つ又は2つ以上のハンドル制御の作動を感知する。感知された作動に基づいて、プロセッサ1302は、通電シーケンス又は非通電シーケンスのいずれかを開始することができる。

10

【0257】

通信回路セグメント1420は、通信回路1422を備えている。通信回路1422は、複数の回路セグメントの個々の回路セグメント間の信号通信を容易にするための通信インターフェースを含む。いくつかの態様では、通信回路1422は、電氣的に通信するために、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つのモジュール構成要素のための経路を提供する。例えば、モジュールシャフト及びモジュール変換器は、外科用器具のハンドルと一緒に取設されたとき、通信回路1422を介して制御プログラムをハンドルにアップロードすることができる。

20

【0258】

ディスプレイ回路セグメント1424は、LCDディスプレイ1426を備えている。LCDディスプレイ1426は、液晶ディスプレイスクリーン、LEDインジケータなどを備えることができる。いくつかの態様では、LCDディスプレイ1426は、有機発光ダイオード(organic light-emitting diode、OLED)スクリーンである。ディスプレイ226は、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つに配置され得るか、埋め込まれ得るか、又は遠隔に位置し得る。例えば、ディスプレイ226は、外科用器具のハンドル上に配置され得る。ディスプレイ226は、ユーザに感覚フィードバックを提供するように構成される。様々な態様では、LCDディスプレイ1426は、バックライトを更に備える。いくつかの態様では、外科用器具はまた、スピーカ又はブザーなどの可聴フィードバック装置と、触覚アクチュエータなどの触覚フィードバック装置とを備えることができる。

30

【0259】

モータ制御回路セグメント1428は、モータ1432に連結されたモータ制御回路1430を備える。モータ1432は、ドライバ及びFETなどのトランジスタによってプロセッサ1302に連結されている。様々な態様では、モータ制御回路1430は、プロセッサ1302と信号通信するモータ電流センサを含み、プロセッサ1302へのモータの電流ドロウの測定を示す信号を提供する。プロセッサは、ディスプレイ226に信号を送信する。ディスプレイ226は、この信号を受信し、モータ1432の電流ドロウの測定値を表示する。プロセッサ1302は、信号を使用して、例えば、モータ1432の電流ドロウが許容範囲内に存在することを監視し、電流ドロウを複数の回路セグメントの1つ又は2つ以上のパラメータと比較し、患者処置部位の1つ又は2つ以上のパラメータを決定することができる。様々な態様では、モータ制御回路1430は、モータの動作を制御するモータコントローラを備える。例えば、モータ制御回路1430は、例えばモータ1432の速度、トルク及び加速度を調整することによって、様々なモータパラメータを制御する。この調整は、モータ電流センサにより測定されたモータ1432を通る電流に基づいて行われる。

40

【0260】

様々な態様では、モータ制御回路1430は、モータ1432によって生成される力及びトルクを測定する力センサを備える。モータ1432は、図1～図61に関して本明細

50

書に記載される外科用器具 100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの機構を作動させるように構成される。例えば、モータ1432は、クランプ、回転及び関節接合の機能性を実現するために、外科用器具のシャフトの作動を制御するように構成される。例えば、モータ1432は、外科用器具のジョーとのクランプ運動を実現するためにシャフトを作動させることができる。モータコントローラは、ジョーによってクランプされた材料が、組織又は金属であるかどうかを決定することができる。モータコントローラはまた、ジョーが材料をクランプする程度を決定してもよい。例えば、モータコントローラは、感知されたモータ電流又はモータ電圧の誘導体に基づいて、ジョーの開閉の程度を決定することができる。いくつかの態様では、モータ1432は、変換器を作動させて、変換器がハンドルにトルクを印加するようにするか、又は外科用器具の関節接合を制御するように構成される。モータ電流センサは、モータコントローラと相互作用して、モータ電流制限を設定することができる。電流が既定の閾値制限を満たす場合、モータコントローラは、モータ制御動作の対応する変更を開始する。例えば、モータ電流制限を超えると、モータコントローラにモータの電流ドロを低減させる。

10

20

30

40

50

【0261】

エネルギー処置回路セグメント1434は、RF増幅器及び安全回路1436と、超音波信号発生器回路1438とを含み、図1～図61に関して記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つのエネルギーモジュール機能を実装する。様々な態様では、RF増幅器及び安全回路1436は、RF信号を生成することによって外科用器具のRFモダリティを制御するように構成される。超音波信号発生器回路1438は、超音波信号を生成することによって超音波エネルギーモダリティを制御するように構成される。RF増幅器及び安全回路1436並びに超音波信号発生器回路1438は、組み合わせRF及び超音波エネルギーモダリティの制御と共に動作することができる。

【0262】

シャフト回路セグメント1440は、シャフトモジュールコントローラ1442、モジュール制御アクチュエータ1444、1つ又は2つ以上のエンドエフェクタセンサ1446及び不揮発性メモリ1448を備える。シャフトモジュールコントローラ1442は、プロセッサ1302によって実行される制御プログラムを含む複数のシャフトモジュールを制御するように構成される。複数のシャフトモジュールは、超音波、組み合わせ超音波及びRF、RF I - ブレード並びにRF対向可能なジョーなどのシャフトモダリティを実装する。シャフトモジュールコントローラ1442は、プロセッサ1302を実行するための対応するシャフトモジュールを選択することによって、シャフトモダリティを選択することができる。モジュール制御アクチュエータ1444は、選択されたシャフトモダリティに従ってシャフトを作動させるように構成される。作動が開始された後、シャフトは、選択されたシャフトモダリティ及び選択されたエンドエフェクタモダリティに固有の1つ又は2つ以上のパラメータ、ルーチン又はプログラムに従ってエンドエフェクタを関節接合する。エンドエフェクタに位置する1つ又は2つ以上のエンドエフェクタセンサ1446は、力センサ、温度センサ、電流センサ又は運動センサを含むことができる。1つ又は2つ以上のエンドエフェクタセンサ1446は、エンドエフェクタによって実装されたエネルギーモダリティに基づいて、エンドエフェクタの1つ又は2つ以上の動作に関するデータを送信する。様々な態様では、エネルギーモデルは、超音波エネルギーモダリティ、RFエネルギーモダリティ又は超音波エネルギーモダリティ及びRFエネルギーモダリティとの組み合わせを含む。不揮発性メモリ1448は、シャフト制御プログラムを記憶する。制御プログラムは、シャフトに固有の1つ又は2つ以上のパラメータ、ルーチン又はプログラムを含む。様々な態様では、不揮発性メモリ1448は、ROM、EPROM、EEPROM、又はフラッシュメモリであってもよい。不揮発性メモリ1448は、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの選択されたシャフトに対応する

シャフトモジュールを記憶する。シャフトモジュールは、動作中に使用される外科用器具シャフトに応じて、シャフトモジュールコントローラ 1442 によって不揮発性メモリ 1448 内で変更又はアップグレードされてもよい。

【0263】

図 64 は、本明細書に記載される特徴部のうちの多くを含むか又は実装することができる、図 1 ~ 図 61 に関して本明細書に記載される外科用器具 100、480、500、600、1100、1150、1200 のうちのいずれか 1 つと共に使用するためのフィードバックシステムを含む、外科用器具 1500 の一態様の図を示す。例えば、一態様では、外科用器具 1500 は、外科用器具 100、480、500、600、1100、1150、1200 のうちのいずれか 1 つに類似し得るか又は代表的であってもよい。外科用器具 1500 は、発生器 1502 を含むことができる。外科用器具 1500 はまた、臨床医がトリガ 1510 を動作させるときに起動され得る、エンドエフェクタ 1506 を含む得る。様々な態様では、エンドエフェクタ 1506 は、超音波振動を送達して、生体組織に対して外科的凝固 / 切断処置を行うための超音波ブレードを含むことができる。他の態様では、エンドエフェクタ 1506 は、生体組織に対して外科的凝固又は焼灼処置を行うために電気外科用高周波電流エネルギー源に連結された導電性素子、及び生体組織に対して切断処置を行うための鋭利な端部を有する機械的ナイフ又は超音波ブレードのいずれかを含む得る。トリガ 1510 が作動されると、力センサ 1512 は、トリガ 1510 に加えられる力の量を示す信号を生成してもよい。力センサ 1512 に加えて、又はその代わりに、外科用器具 1500 は、トリガ 1510 の位置（例えば、どれだけ遠くでトリガが押下されたか、又は他の方法で作動されたか）を示す信号を生成し得る、位置センサ 1513 を含むことができる。一態様では、位置センサ 1513 は、上記の外管状シースと共に位置決めされたセンサ、又は上記の外管状シース内に位置する往復運動管状作動部材であってもよい。一態様では、センサは、磁場に応答してその出力電圧を変化させるホール効果センサ又は任意の適切な変換器であってもよい。ホール効果センサは、近接スイッチング、位置決め、速度検出及び電流感知用途に使用することができる。一態様では、ホール効果センサは、アナログ変換器として動作し、電圧を直接戻す。既知の磁界により、ホールプレートからの距離を決定することができる。

【0264】

制御回路 1508 は、センサ 1512 及び / 又は 1513 からの信号を受信することができる。制御回路 1508 は、任意の好適なアナログ又はデジタル回路構成要素を含む得る。制御回路 1508 はまた、発生器 1502 及び / 又は変換器 1504 と通信して、エンドエフェクタ 1506 に送達される電力、及び / 又はトリガ 1510 により加えられる力に基づいてエンドエフェクタ 1506 の発生器レベル若しくは超音波ブレード振幅、及び / 又はトリガ 1510 の位置、及び / 又は上記の外管状シース 56 内に位置する往復運動管状作動部材 58 に対する上記の外管状シースの位置（例えば、ホール効果センサ及び磁石の組み合わせによって測定される）を変調することができる。例えば、より多くの力がトリガ 1510 に加えられると、より多くの電力及び / 又はより高い超音波ブレード振幅がエンドエフェクタ 1506 に送達され得る。様々な態様によれば、力センサ 1512 は、マルチポジションスイッチによって交換されてもよい。

【0265】

様々な態様によれば、エンドエフェクタ 1506 は、例えば、図 1 ~ 図 5 に対して上記のものなどのクランプ又はクランプ機構を含むことができる。トリガ 1510 が最初に作動されると、クランプ機構は閉じて、クランプアームとエンドエフェクタ 1506 との間に組織をクランプすることができる。トリガに加えられる力が増加すると（例えば、力センサ 1512 によって感知される）、制御回路 1508 は、変換器 1504 によってエンドエフェクタ 1506 に送達される電力及び / 又はエンドエフェクタ 1506 においてもたらされる発生器レベル若しくは超音波ブレード振幅を増大させることができる。一態様では、位置センサ 1513 によって感知されるトリガ位置、又は位置センサ 1513 によって（例えば、ホール効果センサを用いて）感知されるクランプ若しくはクランプアーム

位置は、制御回路 1508 によって使用されて、エンドエフェクタ 1506 の電力及び / 又は振幅を設定することができる。例えば、トリガが完全に作動された位置に向かって更に移動されるか、又はクランプ若しくはクランプアームが超音波ブレード (又はエンドエフェクタ 1506) に向かって更に移動すると、エンドエフェクタ 1506 の電力及び / 又は振幅を増大させることができる。

【0266】

様々な態様によれば、外科用器具 1500 はまた、エンドエフェクタ 1506 に送達される電力の量を示すために、1つ又は2つ以上のフィードバック装置を含むことができる。例えば、スピーカ 1514 は、エンドエフェクタの電力を示す信号を発することができる。様々な態様によれば、スピーカ 1514 は、一連のパルス音を発することができ、その音の周波数は、電力を示す。スピーカ 1514 に加えて、又はその代わりに、外科用器具 1500 は、視覚ディスプレイ 1516 を含むことができる。視覚ディスプレイ 1516 は、任意の好適な方法に従ってエンドエフェクタ電力を示し得る。例えば、視覚ディスプレイ 1516 は、一連の LED を含んでもよく、エンドエフェクタ電力は、照明された LED の数によって示される。スピーカ 1514 及び / 又は視覚ディスプレイ 1516 は、制御回路 1508 によって駆動されてもよい。様々な態様によれば、外科用器具 1500 は、トリガ 1510 に接続されたラチェット装置 (図示せず) を含むことができる。より多くの力がトリガ 1510 に加えられると、このラチェット装置は可聴音を生成することができ、エンドエフェクタ電力の間接的指示を提供する。外科用器具 1500 は、安全性を高めることができる他の特徴部を含むことができる。例えば、制御回路 1508 は、

10

20

所定の閾値を超えてエンドエフェクタ 1506 に電力が送達されることを防止するように構成されてもよい。また、制御回路 1508 は、エンドエフェクタ電力の変化が (例えば、スピーカ 1514 又は視覚ディスプレイ 1516 によって) 指示された時刻と、エンドエフェクタ電力の変化が送達された時刻との間に遅延を設けることができる。このようにして、臨床医は、エンドエフェクタ 1506 に送達される超音波電力のレベルが変化しそうであるという十分な警告を有することができる。

【0267】

一態様では、図 1 ~ 図 61 に関して記載される外科用器具 100、480、500、600、1100、1150、1200 のうちのいずれか 1 つの超音波又は高周波電流発生器は、所望の、ルックアップテーブルに記憶された所定の数の位相点を使用して波形をデジタル化するように、電気信号波形をデジタル的に生成するように構成されてもよい。メモリ、フィールドプログラマブルゲートアレイ (field programmable gate array、FPGA)、又は任意の好適な不揮発性メモリで定義されたテーブル内に、位相点を記憶させてもよい。図 65 は、電気信号波形のための複数の波形を発生させるように構成された、直接デジタル合成 (DDS) 回路 1600 などのデジタル合成回路のための、基本的アーキテクチャの一態様を示す。発生器ソフトウェア及びデジタル制御は、FPGA に指示を出して、ルックアップテーブル 1604 内のアドレスを走査することができ、それは次いで、電力増幅器に給電する DAC 回路 1608 へと変化するデジタル入力値を提供する。アドレスは、目的の周波数に従って走査されてもよい。そのようなルックアップテーブル 1604 を使用することは、組織内、又は変換器、RF 電極、複数の変換器内へ同時に、複数の RF 電極内へ同時に、又は RF 及び超音波器具の組み合わせ内へと供給され得る、様々なタイプの波形を発生させることを可能にする。更に、複数の波形を表す複数のルックアップテーブル 1604 を作成し、記憶し、発生器から組織に適用することができる。

30

40

【0268】

波形信号は、超音波変換器及び / 若しくは RF 電極、又はそれらの複数 (例えば、2つ又はそれ以上の超音波変換器及び / 又は 2つ又はそれ以上の RF 電極) の出力電流、出力電圧、又は出力電力のうち、少なくとも 1つを制御するように構成されてもよい。なお、外科用器具が超音波構成要素を備える場合、波形信号は、少なくとも 1つの外科用器具の超音波変換器の少なくとも 2つの振動モードを駆動させるように構成されてもよい。したがって、発生器は、波形信号を少なくとも 1つの外科用器具へと提供するように構成され

50

てもよく、信号は、テーブル内の複数の波形の少なくとも1つの波形に応答する。なお、2つの外科用器具に提供される波形信号は、2つ又はそれ以上の波形を含んでもよい。テーブルは複数の波形に関係した情報を含んでもよく、またテーブルは発生器内に格納されてもよい。一態様又は一実施例では、テーブルは、直接デジタル合成テーブルであってもよく、発生器のFPGA内に格納されてもよい。テーブルは、いずれにしても、波形をカテゴリー化するのに便利であることより、アドレス指定されてもよい。一態様によれば、直接デジタル合成テーブルであり得るテーブルは、波形信号の周波数に従ってアドレス指定される。更に、複数の波形に関係した情報は、デジタル情報としてテーブル内に記憶されてもよい。

【0269】

アナログ電気信号波形は、超音波変換器及び/若しくはRF電極、又はそれらの複数(例えば、2つ又はそれ以上の超音波変換器及び/又は2つ又はそれ以上のRF電極)の出力電流、出力電圧、又は出力電力のうち、少なくとも1つを制御するように構成されてもよい。なお、外科用器具が超音波構成要素を備える場合、アナログ電気信号波形は、少なくとも1つの外科用器具の超音波変換器の少なくとも2つの振動モードを駆動させるように構成されてもよい。したがって、発生器回路は、アナログ電気信号波形を少なくとも1つの外科用器具へと提供するように構成されてもよく、アナログ電気信号波形は、ルックアップテーブル1604内に記憶された複数の波形の少なくとも1つの波形に対応する。なお、2つの外科用器具に提供されるアナログ電気信号波形は、2つ又はそれ以上の波形を含んでもよい。ルックアップテーブル1604は、複数の波形に関連した情報を含んでもよく、またルックアップテーブル1604は、発生器回路又は外科用器具内のいずれかに記憶されてもよい。一態様又は一実施例では、ルックアップテーブル1604は、直接デジタル合成テーブルであってもよく、発生器回路又は外科用器具のFPGA内に記憶されてもよい。ルックアップテーブル1604は、波形をカテゴリー化するために便利である任意の方法によってアドレス指定されてもよい。一態様によれば、直接デジタル合成テーブルであり得るルックアップテーブル1604は、所望のアナログ電気信号波形の周波数に従ってアドレス指定される。更に、複数の波形に関連した情報は、デジタル情報としてルックアップテーブル1604内に記憶されてもよい。

【0270】

計装システム及び通信システムにおけるデジタル技術の広範な使用を伴い、基準周波数から複数の周波数を発生させるデジタル的制御法が発展し、また直接デジタル合成と呼ばれている。基本アーキテクチャを図65に示す。この簡略化したブロック図では、DDS回路は、発生器回路のプロセッサ、コントローラ又は論理回路に、及び図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの発生器回路に位置するメモリ回路に連結される。DDS回路1600は、アドレスカウンタ1602、ルックアップテーブル1604、レジスタ1606、DAC回路1608及びフィルタ1612を備える。安定クロック f_c は、アドレスカウンタ1602により受信され、またレジスタ1606は、正弦波(又は他の任意の波形)のサイクルの1つ又は2つ以上の整数を、ルックアップテーブル1604内に記憶する、プログラマブル読み出し専用メモリ(PROM)を駆動する。アドレスカウンタ1602が、メモリ位置を介して段階状となるため、ルックアップテーブル1604内に記憶された値は、DAC回路1608に連結されたレジスタ1606に書き込まれる。ルックアップテーブル1604のメモリ位置における信号の対応するデジタル振幅は、アナログ出力信号1610を順次発生させるDAC回路1608を駆動する。アナログ出力信号1610のスペクトル純度は、主としてDAC回路1608により決定される。位相雑音は、基本的に基準クロック f_c のものである。DAC回路1608から出力される第1のアナログ出力信号1610は、フィルタ1612によりフィルタされ、またフィルタ1612により出力される第2のアナログ出力信号1614は、発生器の出力に連結された出力を有する増幅器へと提供される。第2のアナログ出力信号は、周波数 f_{out} を有する。

10

20

30

40

50

【0271】

DDS回路1600はサンプリングされたデータシステムであるため、サンプリングに伴う問題を考慮しなければならない（量子化雑音、エイリアシング、フィルタリング等）。例えば、シンセサイザに基づいて、位相ロックループ（PLL）の出力の高次高調波がフィルタされ得るのに対して、DAC回路1608の高次高調波は、周波数をナイキスト帯域幅へと折り返し出力し、それらを非フィルタ性にする。ルックアップテーブル1604は、整数のサイクルに関する信号データを含む。最終出力周波数 f_{out} は、基準クロック周波数 f_c を変更することで、又はPROMを再プログラミングすることによって変更することができる。

【0272】

DDS回路1600は、複数のルックアップテーブル1604を含んでもよく、ルックアップテーブル1604は、所定のサンプル数により表される波形を記憶し、サンプルは、所定の波形形状を画定する。したがって、独自の形状を有する複数の波形は、複数のルックアップテーブル1604内に記憶され、器具設定又は組織フィードバックに基づいて異なる組織処置を提供することができる。波形の例としては、表面組織凝固のための高い波高率のRF電気信号波形、より深い組織貫通のための低い波高率のRF電気信号波形、及び効果的な修正凝固を促進する電気信号波形が挙げられる。一態様では、DDS回路1600は、複数の波形ルックアップテーブル1604を作成することができ、また組織処置手技の間（例えば、ユーザ入力又はセンサ入力に基づいた「オンザフライ」又は実質実時間にて）、所望の組織効果及び/又は組織フィードバックに基づいて、別個のルックアップテーブル1604内に記憶された異なる波形の間で切り替えを行うことができる。したがって、波形との間の切り替えは、例えば、組織インピーダンス及びその他の要素に基づくことができる。他の態様では、ルックアップテーブル1604は、組織内へと送達されるサイクル当たりの電力を最大化するように形成される電気信号波形（すなわち、台形波又は方形波）を記憶することができる。他の態様では、ルックアップテーブル1604は、RF及び超音波駆動信号を送達しながら、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの多機能外科用器具によって、それらが最大電力送達を行うように同期した波形を記憶することができる。更に他の態様では、ルックアップテーブル1604は、超音波周波数ロックを維持しながら、電気信号波形を記憶して、超音波及びRF治療用、並びに/又は治療量以下のエネルギーを同時に駆動させることができる。異なる器具及びそれらの組織効果に特異的なカスタム波形は、発生器回路の不揮発性メモリ内、又は図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つの不揮発性メモリ（例えば、EEPROM）内に記憶され得、また多機能外科用器具を発生器回路へと接続する際に取り込まれ得る。多くの高波高率「凝固」波形に使用される場合の、指数関数的に減衰する正弦波形の例を、図67に示す。

【0273】

DDS回路1600のよりフレキシブルで効果的な実装では、数値制御発振器（Numerically Controlled Oscillator、NCO）と呼ばれるデジタル回路を用いる。DDS回路1700などの、よりフレキシブルで効果的なデジタル合成回路のブロック図を、図66に示す。この簡略化したブロック図では、DDS回路1700は、発生器のプロセッサ、コントローラ、又は論理回路に、及び発生器又は図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれかに位置するメモリ回路に連結される。DDS回路1700は、負荷レジスタ1702、並列デルタ位相レジスタ1704、加算器回路1716、位相レジスタ1708、ルックアップテーブル1710（位相-振幅変換器）、DAC回路1712、及びフィルタ1714を備える。加算器回路1716及び位相レジスタ1708aは、位相アキュムレータ1706の一部を形成する。クロック信号 f_c は、位相レジスタ1708及びDAC回路1712に適用される。負荷レジスタ1702は、基準クロック周波数 f_c の小

10

20

30

40

50

数部としての出力周波数を特定するチューニングワードを受信する。負荷レジスタ 1702 の出力は、チューニングワード M と共に、並列デルタ位相レジスタ 1704 に提供される。

【0274】

DDS 回路 1700 は、クロック周波数 f_c を発生させるサンプルクロック、位相アキュムレータ 1706、及びルックアップテーブル 1710（例えば、位相 - 振幅変換器）を含む。位相アキュムレータ 1706 の容量は、クロックサイクル f_c 毎に一度更新される。位相アキュムレータ 1706 が更新されると、並列デルタ位相レジスタ 1704 内に記憶されたデジタル数 M は、加算器回路 1716 により位相レジスタ 1708 内の数に加算される。並列デルタ位相レジスタ 1704 内の数は、00...01 であること、また位相アキュムレータ 1706 の初期の容量は、00...00 であると想定する。位相アキュムレータ 1706 は、クロックサイクル毎に 00...01 により更新される。位相アキュムレータ 1706 が 32 - ビット幅である場合、位相アキュムレータ 1706 が 00...00 へと戻るまでに 232 クロックサイクル（40 億を超える）が必要とされ、サイクルが繰り返される。

10

【0275】

位相アキュムレータ 1706 の短縮出力 1718 は、位相 - 振幅変換器のルックアップテーブル 1710 へと提供され、またルックアップテーブル 1710 の出力は DAC 回路 1712 へと連結されている。位相アキュムレータ 1706 の短縮出力 1718 は、正弦（又は余弦）ルックアップテーブルへのアドレスとして役立つ。ルックアップテーブル内のアドレスは、正弦波における $0^\circ \sim 360^\circ$ の位相点に対応する。ルックアップテーブル 1710 は、1 つの完全な余弦波のサイクルの、対応するデジタル振幅情報を含む。ルックアップテーブル 1710 は、したがって、位相アキュムレータ 1706 からデジタル振幅ワードへと位相情報をマップし、DAC 回路 1712 を順次駆動させる。DAC 回路の出力は、第 1 のアナログ信号 1720 であり、またフィルタ 1714 によりフィルタされる。フィルタ 1714 の出力は、発生器回路の出力に連結された電力増幅器へと提供される、第 2 のアナログ信号 1722 である。

20

【0276】

一態様では、デジタル化され得る波形が、256 (28) ~ 281、474、976、710、656 (248) の範囲（表 1 に示すように、 n は正の整数である）の任意の好適な $2n$ 位相点の数であるにもかかわらず、電気信号波形を 1024 (210) 位相点へとデジタル化してもよい。電気信号波形は $A_n(n)$ として表されてもよく、点 n における正規化された振幅 A_n は位相角 n により表され、点 n における位相点と呼ばれている。個別の位相点 n の数は、DDS 回路 1700（同様に、図 65 に示す DDS 回路 1600）のチューニング分解能を決定する。

30

【0277】

【表 1】

表 1

N	位相点の数 2^n
8	256
10	1,024
12	4,096
14	16,384
16	65,536
18	262,144
20	1,048,576
22	4,194,304
24	16,777,216
26	67,108,864
28	268,435,456
...	...
32	4,294,967,296
...	...
48	281,474,976,710,656
...	...

10

【0278】

発生器回路アルゴリズム及びデジタル制御回路は、ルックアップテーブル1710内のアドレスを走査し、フィルタ1714及び電力増幅器に給電するDAC回路1712に、
変化するデジタル入力値を順次提供する。アドレスは、目的の周波数に従って走査されてもよい。ルックアップテーブルを使用することで、DAC回路1712によりアナログ出力信号へと変換させることができ、フィルタ1714によりフィルタされ、発生器回路の出力に連結した電力増幅器により増幅され、またRFエネルギーの形態で組織へと電力を供給する又は超音波変換器へとエネルギーを供給し、かつ熱の形態でエネルギーを組織へと送達する超音波振動の形態で組織に適用される、様々な種類の形状を発生させることが可能である。増幅器の出力は、例えば、単一のRF電極、同時に複数のRF電極、単一の超音波変換器、同時に複数の超音波変換器又はRF変換器及び超音波変換器の組み合わせに適用することができる。更に、複数の波形テーブルを作成し、記憶して、発生器回路から組織に適用することができる。

20

30

【0279】

図65に戻って参照すると、 $n = 32$ 及び $M = 1$ の場合、位相アキュムレータ1706は、それがオーバフロー及び再始動する前に、232の可能な出力を通して段階状になる。対応する出力波周波数は、232で除算された入力クロック周波数に等しい。 $M = 2$ である場合、次に、位相レジスタ1708は高速のままで2回「ロールオーバ」し、かつ出力周波数が倍増する。これは、以下のように一般化され得る。

【0280】

n -ビットを蓄積するように構成された位相アキュムレータ1706に関しては(n は、一般にほとんどのDDSシステムで24~32の範囲であるが、前述したように、 n は広範囲の選択肢から選択され得る)、 2^n の可能な位相点が存在する。デルタ位相レジスタにおけるデジタルワード M は、位相アキュムレータがクロックサイクル毎に増分する量を表す。 f_c がクロック周波数である場合、次に、出力正弦波の周波数は、以下に等しい。

40

【0281】

【数8】

$$f_o = \frac{M \cdot f_c}{2^n}$$

等式1

【0282】

等式1は、DDS「同調式」として知られている。システムの周波数分解能は、

【0283】

50

【数 9】

$$\frac{f_0}{2^n}$$

に等しいことに留意されたい。n = 32では、分解能は40億分の1よりも高い。DDS回路1700の一態様では、例えば、位相アキュムレータ1706以外の全てのビットがルックアップテーブル1710に伝えられるとは限らないが、切り捨てられ、最初の13～15の最大有効ビット(MSB)のみが残される。これはルックアップテーブル1710のサイズを低減し、また周波数分解能に影響を及ぼさない。位相の切り捨ては、少量だが許容できる位相雑音の量のみを最終出力に追加する。

【0284】

電気信号波形は、所定周波数における電流、電圧、又は電力により特徴付けられ得る。更に、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つが、超音波構成要素を含む場合、電気信号波形は、少なくとも1つの外科用器具の超音波変換器の少なくとも2つの振動モードを駆動するように構成されてもよい。したがって、発生器回路は、電気信号波形を少なくとも1つの外科用器具に提供するように構成されてもよく、電気信号波形は、ルックアップテーブル1710(又は、図65のルックアップテーブル1604)内に記憶された所定の波形を特徴とする。なお、電気信号波形は、2つ又はそれ以上の波形の組み合わせであってもよい。ルックアップテーブル1710は、複数の波形に関係した情報を含んでもよい。一態様又は一実施例では、ルックアップテーブル1710はDDS回路1700により生成されてもよく、また直接デジタル合成テーブルと呼ばれることもある。DDSは、オンボードメモリにおける大きな反復波形の第1記憶動作により、作動する。波形(正弦、三角形、方形、任意)のサイクルは、テーブル1に示すように、所定の数の位相点によって表され、メモリに記憶され得る。一度波形がメモリ内部に記憶されると、非常に正確な周波数にて波形が発生され得る。直接デジタル合成テーブルは、発生器回路の不揮発性メモリ内に記憶され得、かつ/又は発生器回路内のFPGA回路と共に実装され得る。ルックアップテーブル1710は、波形をカテゴリー化するのに便利である任意の好適な技術により、アドレス指定されてもよい。一態様によれば、ルックアップテーブル1710は、電気信号波形の周波数に従ってアドレス指定される。更に、複数の波形に関係した情報は、メモリ内のデジタル情報として、又はルックアップテーブル1710の一部として記憶されてもよい。

【0285】

一態様では、発生器回路は、電気信号波形を少なくとも2つの外科用器具へと同時に提供するように構成されてもよい。発生器回路はまた、発生器回路の単一の出力チャネルを介して、2つの外科用器具へと同時に電気信号波形(2つ又はそれ以上の波形によって特徴付けられ得る)を提供するように構成されてもよい。例えば、一態様では、電気信号波形は、超音波変換器を駆動する第1の電気信号(例えば、超音波駆動信号)、第2のRF駆動信号及び/又はそれらの組み合わせを含む。更に、電気信号波形は、複数の超音波駆動信号、複数のRF駆動信号、並びに/又は複数の超音波駆動信号及びRF駆動信号の組み合わせを含んでもよい。

【0286】

更に、本開示による発生器回路の動作方法は、電気信号波形を発生させること、及び発生した電気信号波形を、図1～図61に関して本明細書に記載される外科用器具100、480、500、600、1100、1150、1200のうちのいずれか1つに提供することを含み、電気信号波形を発生させることは、メモリから電気信号波形に関係した情報を受信することを含む。発生した電気信号波形は、少なくとも1つの波形を含む。更に、発生した電気信号波形を少なくとも1つの外科用器具へと提供することは、電気信号波形を少なくとも2つの外科用器具へと同時に提供することを含む。

【0287】

本明細書に記載される発生器回路は、様々な種類の直接デジタル合成テーブルの生成を

可能にし得る。発生器回路により発生する、種々の組織の処置に好適な R F / 電気外科用信号の波形の例としては、高波高率を伴う R F 信号 (R F モードで表面凝固に使用され得る)、低波高率を伴う R F 信号 (より深い組織貫通のために使用され得る) 及び効率的な修正凝固を促進する波形が挙げられる。発生器回路はまた、直接デジタル合成ルックアップテーブル 1 7 1 0 を用いて複数の波形を発生させることができ、また動作中に、所望の組織効果に基づいた特定の波形の間で切り替えることができる。切り替えは、組織インピーダンス及び / 又はその他の要素に基づき得る。

【 0 2 8 8 】

従来の正弦 / 余弦波形に加えて、発生器回路は、サイクル毎の組織への電力を最大化する波形 (複数可) (すなわち、台形波又は方形波) を発生させるように構成されてもよい。発生器回路が、R F 信号及び超音波信号を同時に駆動することを可能にする回路トポロジを含むのであるならば、発生器回路は、R F 信号及び超音波信号を同時に駆動する場合に、負荷へと送達される電力を最大化するように、また超音波周波数ロックを維持するように同期される波形 (複数可) を提供することができる。更に、機器固有のカスタム波形形状及びその組織効果は、不揮発性メモリ (N V M) 又は機器 E E P R O M に記憶することができ、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれか 1 つを発生器回路に接続する際に取り込むことができる。

【 0 2 8 9 】

D D S 回路 1 7 0 0 は、複数のルックアップテーブル 1 6 0 4 を備えてもよく、ルックアップテーブル 1 7 1 0 は、所定数の位相点 (サンプルと呼ばれる場合もある) により表される波形を記憶し、位相点は所定の波形形状を画定する。したがって、独自の形状を有する複数の波形は、複数のルックアップテーブル 1 7 1 0 内に記憶され、器具設定又は組織フィードバックに基づいて異なる組織処置を提供することができる。波形の例としては、表面組織凝固のための高い波高率の R F 電気信号波形、より深い組織貫通のための低い波高率の R F 電気信号波形、及び効果的な修正凝固を促進する電気信号波形が挙げられる。一態様では、D D S 回路 1 7 0 0 は、複数の波形ルックアップテーブル 1 7 1 0 を作成することができる、また組織処置手技の間 (例えば、「動作中」又はユーザ入力若しくはセンサ入力に基づく仮想実時間にて)、所望の組織効果及び / 又は組織フィードバックに基づいて、異なるルックアップテーブル 1 7 1 0 内に記憶された異なる波形との間で切り替えを行うことができる。したがって、波形との間の切り替えは、例えば、組織インピーダンス及びその他の要素に基づくことができる。他の態様では、ルックアップテーブル 1 7 1 0 は、組織内へと送達されるサイクル当たりの電力を最大化するよう形成される電気信号波形 (すなわち、台形波又は方形波) を記憶することができる。他の態様では、ルックアップテーブル 1 7 1 0 は、R F 及び超音波駆動信号を送達するときに、図 1 ~ 図 6 1 に関して本明細書に記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 のうちのいずれか 1 つによる電力送達を最大にするように同期された波形を記憶することができる。更に他の態様では、ルックアップテーブル 1 7 1 0 は、超音波周波数ロックを維持しながら、電気信号波形を記憶して、超音波及び R F 治療用、並びに / 又は治療量以下のエネルギーを同時に駆動することができる。一般に、出力波形は、正弦波、余弦波、脈波、方形波などの形態であってもよい。それにもかかわらず、異なる器具及びそれらの組織効果に特有のより複雑なカスタム波形は、発生器回路の不揮発性メモリ内、又は外科用器具の不揮発性メモリ (例えば、E E P R O M) 内に記憶することができ、また外科用器具を発生器回路に接続する際に取り込まれ得る。カスタム波形の一例は、図 6 7 に示すように、多くの高波高率「凝固」波形に使用される場合の、指数関数的に減衰する正弦波形である。

【 0 2 9 0 】

図 6 7 は、アナログ波形 1 8 0 4 (比較目的のために、離散時間デジタル電気信号波形 1 8 0 0 に重ね合わされて示される) の本開示の一態様による、離散時間デジタル電気信号波形 1 8 0 0 の 1 サイクルを示す。水平軸は、時間 (t) を表し、縦軸はデジタル位相

点を表す。デジタル電気信号波形 1800 は、例えば、所望のアナログ波形 1804 のデジタル離散時間バージョンである。デジタル電気信号波形 1800 は、1 サイクル又は期間 T_0 にわたるクロックサイクル T_{clk} 毎の振幅を表す、振幅位相点 1802 を記憶することにより発生する。デジタル電気信号波形 1800 は、任意の好適なデジタル処理回路により、1 期間 T_0 にわたって発生する。振幅位相点は、メモリ回路内に記憶されたデジタルワードである。図 65、図 66 に示す実施例では、デジタルワードは、26 又は 64 ビットの分解能を伴う、振幅位相点を記憶することができる 6 ビットワードである。図 65、図 66 に示す実施例は、例証目的のためのものであり、また実際の実装では分解能はより高くあり得ることが理解されるであろう。1 サイクル T_0 にわたるデジタル振幅位相点 1802 は、例えば、図 65 及び図 66 に関して記載されるように、ルックアップテーブル 1604、1710 内のストリングワードのストリングとして、メモリ内に記憶される。アナログバージョンのアナログ波形 1804 を発生させるために、振幅位相点 1802 は、クロックサイクル T_{clk} 毎に $0 \sim T_0$ でメモリから順番に読み取られ、かつ同様に図 65、図 66 に関して記載されている DAC 回路 1608、1712 によって変換される。追加のサイクルは、所望され得るだけ多くのサイクル又は期間にわたって $0 \sim T_0$ で、デジタル電気信号波形 1800 の振幅位相点 1802 を繰り返し読み取ることによって発生させることができる。平滑アナログバージョンのアナログ波形 1804 は、フィルタ 1612、1714 (図 65、図 66) によって DAC 回路 1608、1712 の出力をフィルタリングすることにより達成される。フィルタされたアナログ出力信号 1614、1722 (図 65 及び図 66) は、電力増幅器の入力に適用される。

10

20

【0291】

一態様では、図 68A に示すように、回路 1900 は、少なくとも 1 つのメモリ回路 1904 に連結された 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサ 1902 (例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ) を含むコントローラを備えることができる。少なくとも 1 つのメモリ回路 1904 は、プロセッサ 1902 によって実行されるとき、プロセッサ 1902 に、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装する機械命令を実行させる、機械実行可能命令を記憶する。

【0292】

プロセッサ 1902 は、当該技術分野で知られている多数のシングル又はマルチコアプロセッサのうち任意の 1 つであってもよい。メモリ回路 1904 は、揮発性及び不揮発性の記憶媒体を含むことができる。一態様では、図 68A に示すように、プロセッサ 1902 は、命令処理ユニット 1906 及び演算ユニット 1908 を含むことができる。命令処理ユニットは、1 つのメモリ回路 1904 から命令を受信するように構成されてもよい。

30

【0293】

一態様では、回路 1910 は、図 68B に示されるように、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装するように構成された、組み合わせ論理回路 1912 を含む有限状態マシンを備えることができる。一態様では、回路 1920 は、図 68C に示されるように、順序論理回路を含む有限状態マシンを備えることができる。順序論理回路 1920 は、例えば、組み合わせ論理回路 1912 及び少なくとも 1 つのメモリ回路 1914 を含むことができる。少なくとも 1 つのメモリ回路 1914 は、図 68C に示されるように、有限状態マシンの現在の状態を記憶することができる。順序論理回路 1920 又は組み合わせ論理回路 1912 は、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装するように構成され得る。ある特定の例では、順序論理回路 1920 は、同期又は非同期であってもよい。

40

【0294】

他の態様では、回路は、本明細書に記載されるアルゴリズム、プロセス又は技術のうちのいずれかを実装するために、プロセッサ 1902 及び有限状態マシンの組み合わせを含んでもよい。他の態様では、有限状態マシンは、組み合わせ論理回路 1910 及び順序論理回路 1920 の組み合わせを含むことができる。

【0295】

50

図 6 9 は、本開示の一態様による、モータ制御機能を有する外科用器具の様々な構成要素の回路 1 9 2 5 の概略図である。様々な態様では、図 1 ~ 図 6 8 C に関して本明細書に記載される外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 は、外科用器具 1 0 0、4 8 0、5 0 0、6 0 0、1 1 0 0、1 1 5 0、1 2 0 0 に関連する様々な動作を実施するために、シャフト及び / 又はギヤ構成要素を駆動するように構成された駆動機構 1 9 3 0 を含むことができる。一態様では、駆動機構 1 9 3 0 1 6 0 は、例えばハンドルハウジングに対して長手方向軸を中心として、図 1、図 2 0、図 4 0、図 4 1、図 4 5、図 5 4 に関して記載されるようにエンドエフェクタ 1 1 2、5 1 2、1 0 0 0、1 1 1 2、1 2 1 2 を回転させるように構成された回転駆動トレイン 1 9 3 2 を含む。駆動機構 1 9 3 0 は、ジョー部材を閉じてエンドエフェクタによって組織を把持するように構成された閉鎖駆動トレイン 1 9 3 4 を更に含む。更に、駆動機構 1 9 3 0 は、エンドエフェクタの I - ビームナイフを発射して、エンドエフェクタにより把持された組織を切断するように構成された発射駆動トレイン 1 9 3 6 を含む。

10

20

30

40

50

【0296】

駆動機構 1 9 3 0 は、外科用器具のハンドルアセンブリ内に位置することができるセレクトギヤボックスアセンブリ 1 9 3 8 を含む。セレクトギヤボックスアセンブリ 1 9 3 8 に近位には、駆動トレイン 1 9 3 2、1 9 3 4、1 9 3 6 のうちの 1 つを任意の第 2 のモータ 1 9 4 4 及びモータ駆動回路 1 9 4 6 (第 2 のモータ 1 9 4 4 及びモータ駆動回路 1 9 4 6 が任意の構成要素であることを示すように破線で示される) の入力駆動構成要素と係合するように選択的に位置決めするために、セレクトギヤボックスアセンブリ 1 9 3 8 内でギヤ要素を選択的に移動させるように機能する、第 1 のモータ 1 9 4 2 を含む機能選択モジュールがある。

【0297】

依然として図 6 9 を参照して、モータ 1 9 4 2、1 9 4 4 は、モータ制御回路 1 9 4 6、1 9 4 8 にそれぞれ連結され、これらは電源 1 9 5 0 からモータ 1 9 4 2、1 9 4 4 への電気エネルギーの流れを含む、モータ 1 9 4 2、1 9 4 4 の動作を制御するように構成されている。電源 1 9 5 0 は、DC 電池 (例えば、再充電可能なリドベース、ニッケルベース、リチウムイオンベースの電池など) 又は外科用器具に電気エネルギーを提供するために好適な任意の他の電源であってもよい。

【0298】

外科用器具は、マイクロコントローラ 1 9 5 2 (「コントローラ」) を更に含む。ある特定の例では、コントローラ 1 9 5 2 は、マイクロプロセッサ 1 9 5 4 (「プロセッサ」) と、1 つ又は 2 つ以上のコンピュータ可読媒体又はメモリユニット 1 9 5 6 (「メモリ」) とを含んでもよい。ある特定の例では、メモリ 1 9 5 6 は、様々なプログラム命令を記憶してもよく、それが実行されると、プロセッサ 1 9 5 4 に、本明細書に記載される複数の機能及び / 又は計算を実施させることができる。電源 1 9 5 0 は、例えば、コントローラ 1 9 5 2 に電力を供給するように構成することができる。

【0299】

プロセッサ 1 9 5 4 は、モータ制御回路 1 9 4 6 と連通している。更に、メモリ 1 9 5 6 は、ユーザ入力 1 9 5 8 又はフィードバック要素 1 9 6 0 に応答してプロセッサ 1 9 5 4 によって実行されたとき、モータ制御回路 1 9 4 6 にモータ 1 9 4 2 を動機づけさせて少なくとも 1 つの回転運動を発生させ、セレクトギヤボックスアセンブリ 1 9 3 8 内のギヤ要素を選択的に移動させて、駆動トレイン 1 9 3 2、1 9 3 4、1 9 3 6 のうちの 1 つを第 2 のモータ 1 9 4 4 の入力駆動構成要素と係合するように選択的に位置決めすることができる、プログラム命令を記憶することができる。更に、プロセッサ 1 9 5 4 は、モータ制御回路 1 9 4 8 と連通し得る。メモリ 1 9 5 6 はまた、ユーザ入力 1 9 5 8 に応答してプロセッサ 1 9 5 4 によって実行されたとき、モータ制御回路 1 9 4 8 にモータ 1 9 4 4 を刺激させて、少なくとも 1 つの回転運動を発生させ、例えば、第 2 のモータ 1 9 4 8 の入力駆動構成要素と係合された駆動トレインを駆動することができる、プログラム命令を記憶することができる。

【0300】

コントローラ1952及び/又は本開示の他のコントローラは、集積型及び/若しくは離散的なハードウェア要素、ソフトウェア要素、並びに/又は両方の組み合わせを使用して実装されてもよい。集積型ハードウェア要素の例としては、プロセッサ、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、集積回路、ASIC、PLD、DSP、FPGA、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、マイクロコントローラ、システムオンチップ(system on a chip、SoC)、及び/又はシングルインラインパッケージ(single in-line package、SIP)が挙げられ得る。離散的なハードウェア要素の例としては、論理ゲート、電界効果トランジスタ、バイポーラトランジスタ、抵抗、コンデンサ、インダクタ、及び/若しくはリレーなど、回路並びに/又は回路素子が挙げられ得る。ある特定の例では、コントローラ1952は、例えば、1つ又は2つ以上の基板上に離散的及び集積型の回路素子又は構成要素を含むハイブリッド回路を含んでもよい。

10

【0301】

特定の例では、コントローラ1952、及び/又は本開示の他のコントローラは、例えば、Texas Instrumentsから入手可能なLM4F230H5QRであってもよい。特定の例では、Texas InstrumentsのLM4F230H5QRは、容易に利用可能な他の特性の中でも特に、最大40MHz、256KBの単一サイクルフラッシュメモリ若しくは他の不揮発性メモリのオンチップメモリと、40MHz超の性能を改善するプリフェッチバッファと、32KBの単一サイクルSRAMと、StellarisWare(登録商標)ソフトウェアを搭載した内部ROMと、2KBのEEPROMと、1つ又は2つ以上のPWMモジュールと、1つ又は2つ以上のQEIアナログと、12のアナログ入力チャネルを備えた1つ又は2つ以上の12ビットADCとを備える、ARM Cortex-M4Fプロセッサコアである。他のマイクロコントローラが、本開示と共に使用するために容易に代用され得る。したがって、本開示は、この文脈に限定されるべきではない。

20

【0302】

様々な例では、本明細書に記載される様々な工程のうちの1つ又は2つ以上は、組み合わせ論理回路又は順序論理回路のいずれかを含む有限状態マシンによって実施可能であり、組み合わせ論理回路又は順序論理回路のいずれかが、少なくとも1つのメモリ回路に連結される。少なくとも1つのメモリ回路は、有限状態マシンの現在の状態を記憶する。組み合わせ又は順序論理回路は、有限状態マシンをこれらの工程に供するように構成される。順序論理回路は、同期又は非同期であってもよい。他の例では、本明細書に記載される様々な工程のうちの1つ又は2つ以上は、例えば、プロセッサ1958と有限状態マシンとの組み合わせを含む回路によって実施され得る。

30

【0303】

様々な例では、適切な機能を保証するために外科用器具の機能の状態を評価することが可能であることが有利であり得る。例えば、上で説明されるように、外科用器具の様々な動作を実施するために様々なモータ、ドライブレイン及び/又はギヤ構成要素を含むように構成された駆動機構が、経時的に摩耗することは可能である。これは、通常の使用を通じて起こり得るが、いくつかの例では、駆動機構は、悪用条件に起因してより早く摩耗し得る。ある特定の例では、外科用器具は、駆動機構及びその様々な構成要素の状態、例えば、劣化を決定するために自己評価を実施するように構成することができる。

40

【0304】

例えば、自己診断を使用して、外科用器具が再滅菌前にその機能を実施することが可能である場合、又は構成要素のうちのいくつかを交換及び/又は修復すべきときを決定することができる。回転駆動トレイン1932、閉鎖駆動トレイン1934及び/又は発射駆動トレイン1936を含むが、これらに限定されない駆動機構及びその構成要素の評価は、様々な方法で達成することができる。予測された性能からのずれの大きさを使用して、感知された故障の可能性及びそのような故障の重度を決定することができる。繰り返し可

50

能に予測可能なイベントの周期的解析、予想される閾値を超えるピーク又はドロップ及び故障の幅を含む、いくつかのメトリックが使用され得る。

【0305】

様々な例では、適切に機能する駆動機構又はその構成要素のうちの1つ又は2つ以上の特徴的波形を用いて、駆動機構又はその構成要素のうちの1つ又は2つ以上の状態を評価することができる。1つ又は2つ以上の振動センサは、適切に機能する駆動機構又はその構成要素のうちの1つ又は2つ以上に対して配置して、適切に機能する駆動機構又はその構成要素のうちの1つ又は2つ以上の動作中に起こる様々な振動を記録することができる。記録された振動を用いて、特徴的な波形を生成することができる。将来の波形を特徴的な波形と比較して、駆動機構及びその構成要素の状態を評価することができる。

10

【0306】

依然として図69を参照して、外科用器具1930は、駆動トレイン1932、1934、1936のうちの1つ又は2つ以上の、1つ又は2つ以上の可聴出力を記録及び分析するように構成された駆動トレイン故障検出モジュール1962を含む。プロセッサ1954は、モジュール1962と連通し得るか、又は他の方法で制御することができる。下でより詳細に記載されるように、モジュール1962は、回路、ハードウェア、コンピュータ可読媒体（例えば、メモリ1956）を含むコンピュータプログラム製品などの様々な手段として具現化することができ、処理装置（例えば、プロセッサ1954）によって実行可能な記憶コンピュータ可読プログラム命令、又はそれらのいくつかの組み合わせを記憶する。いくつかの態様では、プロセッサ36は、モジュール1962を含み得るか、又は他の方法で制御することができる。

20

【0307】

図70は、本開示の一態様による、ハンドルアセンブリの内部を示すように取り外し可能なサービスパネル1972が取り除かれた、ハンドルアセンブリ1970を示す。取り外し可能なサービスパネル1972又は取り外し可能なサービスカバーはまた、強度のための補強リブ1990を含む。取り外し可能なサービスパネル1972は、取り外し可能なサービスパネル1972をハンドルハウジング1974に取り外し可能に取設するために、ハンドルハウジング1974上で複数の締結具1988と嵌合する複数の締結具1988を含む。一態様では、取り外し可能なサービスパネル1972内の締結具1988は、第1の磁石セットを含み、ハンドルハウジング1974は、サービスパネル1972をハンドルハウジング1974に磁氣的に係止する第2の磁石セットを含む。一態様では、第1及び第2の磁石セット6112a、6112bは、希土類永久磁石である。

30

【0308】

図70では、取り外し可能なサービスパネル1972がハンドルハウジング1974から取り外され、電池アセンブリ又は可撓性回路をハンドルハウジング1974に電氣的に連結するための、モータ1976及び電気接点1984などの外科用器具の電氣的及び機械的構成要素の位置が示されている。モータ1976及び電気接点1984もまた、ハンドルハウジング1974から取り外し可能である。ハンドルアセンブリ1970はまた、各々がハンドルハウジング1974から取り外し可能なトリガ1982及び作動スイッチ1980を備える。前述のように、取り外し可能なトリガ1982は、ジョー部材を閉じ、ナイフを発射し、超音波変換器を起動し、高周波電流を起動し、かつ/又はジョー部材を開くための複数段階の動作を有することができる。作動スイッチ1980は、例えばジョー部材を閉じ、ナイフを発射し、超音波変換器を起動し、高周波電流を起動し、かつ/又はジョー部材を開くなどの異なる機能を起動するために、複数のスイッチに置き換えられてもよい。図70に示すように、ハンドルアセンブリ1970は、ハンドルアセンブリ1970をシャフトアセンブリに電氣的に連結するための電気接点1978を含み、電気接点1978は、ハンドルハウジング1974から取り外し可能である。ハンドルハウジング1974はまた、本明細書で前述されるように、取り外し可能な超音波変換器アセンブリ、超音波変換器、超音波変換器駆動回路、高周波電流駆動回路及び/又はディスプレイアセンブリを受容するための空間を画定する。

40

50

【0309】

図71は、本開示の一態様による、ジョー部材6202、フレキシブル回路6204a、6204b及び各フレキシブル回路6204a、6204b上に設けられたセグメント化電極6206a、6206bを備えるエンドエフェクタ6200の断面図である。図72は、本開示の一態様による、図71に示すエンドエフェクタ6200の詳細図である。前述のように、シャフト上にのみ位置する専用のシャフトアセンブリ制御を有する外科用器具の一次ハンドル組立ハウジングに汎用の制御を提供するのに有利であり得る。例えば、RF機器は、関節接合ボタンと共に遠位ヘッド回転電子回転シャフト制御を含み得るが、一次ハンドルは、エネルギー起動制御及びジョー部材クランプ/アンクランプトリガ制御を含む。更に、センサ及びエンドエフェクタ測定要素を用いることができる。器具がジョー部材内のどこに組織が存在するかを感知することを可能にする、セグメント化電極を用いることができる。そのようなシステムはまた、複数の組織パラメータを感知し、電極を内蔵する非対称フレキシブル回路電極と、超音波ブレードに対する圧力を測定するための圧力素子とを使用することもできる。これらのシステムはまた、コンボ装置が、フレックス電極スタック内に積層された2つの電極の各々に組み込まれたセンサを有することを可能にする、フレックス電極を用いてもよい。

【0310】

依然として図71及び図72を参照して、エンドエフェクタ6200は、ジョー部材6202、フレキシブル回路6204a、6204b及び各フレキシブル回路6204a、6204b上に設けられたセグメント化電極6206a、6206bを備える。各セグメント化電極6206a、6206bは、いくつかのセグメントを含む。図に示すように、第1のセグメント化電極6206aは、第1及び第2のセグメント化電極セグメント6208a、6208bを含み、第2のセグメント化電極6206bは、第1及び第2のセグメント化電極セグメント6210a、6210bを含む。特に図72に示すように、ジョー部材6202は、金属製であり、熱を伝導してジョー部材6202の冷却を維持する。フレキシブル回路6204a、6204bの各々は、金属又は他の導電体材料からなる導電性素子6214a、6214bを備え、電気絶縁性積層体6216によって金属製ジョー部材6202から電氣的に絶縁されている。導電性素子6214a、6214bは、図30～図44に関して本明細書に記載される組み合わせ超音波/電気外科用器具500、600、700のうちのいずれか1つのシャフトアセンブリ、ハンドルアセンブリ、変換器アセンブリ又は電池アセンブリのうちのいずれかに位置する電気回路に連結される。

【0311】

ここで図73を参照して、エンドエフェクタ6400は、ジョー部材6402上に位置するRFデータセンサ6406、6408a、6408bを備える。エンドエフェクタ6400は、ジョー部材6402と、超音波ブレード6404とを備える。ジョー部材6402は、ジョー部材6402と超音波ブレード6404との間に位置する組織6410を把持して示されている。第1のセンサ6406は、ジョー部材6402の中央部に位置する。第2及び第3のセンサ6408a、6408bは、ジョー部材6402の外側部分に位置する。センサ6406、6408a、6408bは、ジョー部材6402に固定的に取り付けられるように構成されたフレキシブル回路6412(図74でより具体的に示す)と一体的に取り付けられるか、又は形成される。

【0312】

エンドエフェクタ6400は、図30～図44に関して本明細書に記載される外科用器具500、600、700の例示的なエンドエフェクタである。センサ6406、6408a、6408bは、例えば、回路6550、6570(図90～図91)などのインターフェース回路を介して、制御回路210(図14)、1300(図62)、1400(図63)、1500(図64)などの制御回路に電氣的に接続されている。センサ6406、6408a、6408bは、電池によって電力供給され、センサ6406、6408a、6408bによって生成された信号は、制御回路のアナログ及び/又はデジタル処理回路に提供される。

10

20

30

40

50

【0313】

一態様では、第1のセンサ6406は、ジョー部材6402によって組織6410に加えられた垂直力 F_3 を測定するための力センサである。第2及び第3のセンサ6408a、6408bは、組織6410にRFエネルギーを印加し、他のパラメータの中でも特に、組織インピーダンス、下向きの力 F_1 、横力 F_2 及び温度を測定するために、1つ又は2つ以上の素子を含む。電極6409a、6409bは、電気回路702（図34）などのエネルギー源に電氣的に連結され、RFエネルギーを組織6410に印加する。一態様では、第1のセンサ6406と、第2及び第3のセンサ6408a、6408bとは、力又は単位面積当たりの力を測定するための歪ゲージである。下向きの力 F_1 、横向きの力 F_2 及び垂直力 F_3 の測定値は、力センサ6406、6408a、6408bが作用している表面積を決定することによって、圧力に容易に変換され得ることが理解されよう。更に、本明細書に詳細に記載するように、フレキシブル回路6412は、フレキシブル回路6412の1つ又は2つ以上の層内に埋め込まれた温度センサを備えてもよい。1つ又は2つ以上の温度センサは、対称的に又は非対称的に配置されてもよく、超音波駆動回路177及びRF駆動回路702の制御回路に組織6410の温度フィードバックを提供してもよい。

10

【0314】

図74は、センサ6406、6408a、6408bが、フレキシブル回路6412に取り付けられ得るか、又はそれと一体に形成され得る、図73に示したフレキシブル回路6412の一態様を示す。フレキシブル回路6412は、ジョー部材6402に固定的に取設されるように構成されている。図74に詳細に示すように、非対称型温度センサ6414a、6414bは、フレキシブル回路6412に取り付けられ、組織6410（図73）の温度を測定することを可能にする。

20

【0315】

図75は、図74に示されるフレキシブル回路6412の断面図である。フレキシブル回路6412は、複数の層を含み、ジョー部材6402に固定的に取設される。フレキシブル回路6412の最上層は、電極6409aであり、電気回路702（図34）などの電源に電氣的に連結され、RFエネルギーを組織6410（図73）に印加する。電気絶縁層6418は、電極6409a層の下に設けられ、センサ6414a、6406、6408aを電極6409aから電氣的に絶縁する。温度センサ6414aは、電気絶縁層6418の下に配設される。第1の力（圧力）センサ6406は、温度センサ6414aを収容する層の下に、かつ圧縮層6420の上に位置する。第2の力（圧力）センサ6408aは、圧縮層6420の下に、かつジョー部材6402フレームの上に位置する。

30

【0316】

図76は、エンドエフェクタのジョー部材6434に固定的に取設されるように構成されたセグメント化フレキシブル回路6430の一態様を示す。セグメント化フレキシブル回路6430は、局所的な組織制御を提供するために、個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント6432aと、外側セグメント6432b、6432cとを備える。セグメント6432a、6432b、6432cは、セグメント6432a、6432b、6432cの各々の内部に位置する個々のセンサに基づいて、組織を処置するために、また組織パラメータを測定するために個々にアドレス可能である。セグメント化フレキシブル回路6430のセグメント6432a、6432b、6432cは、ジョー部材6434に取り付けられ、また電気回路702（図34）などのエネルギー源に、導電性素子6436を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ6438又は任意の好適な磁気センサが、ジョー部材6434の遠位端に位置する。ホール効果センサ6438は、ジョー部材6434によって画定された開口（そうでなければ、図78に詳細に示される、組織間隙と称され得る）の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。

40

【0317】

図77は、エンドエフェクタのジョー部材6444に取り付けるように構成されたセグメント化フレキシブル回路6440の一態様を示す。セグメント化フレキシブル回路65

50

80は、組織制御のために、個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント6442aと、外側セグメント6442b、6442cとを備える。セグメント6442a、6442b、6442cは、組織を処置するために、またセグメント6442a、6442b、6442cの各々の内部に位置する個々のセンサを読み取るために、個々にアドレス可能である。セグメント化フレキシブル回路6440のセグメント6442a、6442b、6442cは、ジョー部材6444に取り付けられ、また電気回路702(図34)などのエネルギー源に、導電性素子6446を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ6448又は他の好適な磁気センサが、ジョー部材6444の遠位端に設けられている。ホール効果センサ6448は、図78に詳細に示されるエンドエフェクタのジョー部材6444によって画定された開口又は組織間隙の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。更に、複数の外側部非対称型温度センサ6450a、6450bは、セグメント化フレキシブル回路6440上に取り付けられるか、形式上それと一体化され、組織温度フィードバックを超音波駆動回路177及びRF駆動回路702の制御回路に提供する。

【0318】

図78は、組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタ6460の一態様を示す。エンドエフェクタ6460は、ジョー部材6462とジョー部材6444とを備える。図77に記載されるフレキシブル回路6440は、ジョー部材6444に取り付けられている。フレキシブル回路6440は、組織間隙 G_T を測定するために、ジョー部材6462に取り付けられた磁石6464と動作するホール効果センサ6448を備える。この技術は、ジョー部材6444とジョー部材6462との間に画定された開口を測定するために用いられ得る。ジョー部材6462は、超音波ブレードであってもよい。

【0319】

図79は、左から右にセグメント化されたフレキシブル回路6468の一態様を示す。左から右にセグメント化されたフレキシブル回路6468は、左から右にセグメント化されたフレキシブル回路6468の左側の複数のセグメントL1~L5及び左から右にセグメント化されたフレキシブル回路6468の右側の複数のセグメントR1~R5を含む。セグメントL1~L5及びR1~R5は各々、各セグメントL1~L5及びR1~R5内の組織パラメータを局所的に感知するために、温度センサ及び力センサを含む。左から右にセグメント化されたフレキシブル回路6468は、セグメントL1~L5及びR1~R5の各々の内部で局所的に感知された組織パラメータに基づいて、RF処置エネルギーに影響を及ぼすように構成されている。

【0320】

図80は、図79に示すセグメント化フレキシブル回路6468を含むエンドエフェクタ6470の一態様を示す。エンドエフェクタ6470は、ジョー部材6472及び超音波ブレード6474を備える。セグメント化フレキシブル回路6468は、ジョー部材6472に取り付けられている。セグメント1~5の内部に配設されたセンサは各々、ジョー部材6472と超音波ブレード6474との間に位置決めされた組織の存在を検出し、組織ゾーン1~5を表すように構成されている。図80に示した構成において、エンドエフェクタ6470は、ジョー部材6472と超音波ブレード6474との間に組織を受け取るか、又は把持する準備ができていない開放位置で示されている。

【0321】

図81は、ジョー部材6472と超音波ブレード6474との間に組織6476を把持しているジョー部材6472と共に、図80に示すエンドエフェクタ6470を示す。図81に示すように、組織6476は、セグメント1~3の間に位置決めされ、組織ゾーン1~3を表す。したがって、組織6476は、セグメント1~3内のセンサによって検出され、組織無し(空き)は、セグメント4~5によって部分6478で検出される。特定のセグメント1~3及び4~5内にそれぞれ位置する組織6476の有無に関する情報は、制御回路210(図14)、1300(図62)、1400(図63)、1500(図64)などの制御回路に、例えば、回路6550、6570(図90~図91)などのインターフェース回路を介して伝達される。制御回路は、組織6476が検出された場合、

セグメント 1 ~ 3 のみに通電するように構成されており、組織が検出されていない場合、セグメント 4 ~ 5 には通電しない。セグメント 1 ~ 5 は、ある特定のセグメント 1 ~ 5 内に位置する組織の組織パラメータを測定するための任意の好適な温度、力 / 圧力、及び / 又はホール効果磁気センサと、ある特定のセグメント 1 ~ 5 内に位置する組織に R F エネルギーを送達するための電極とを収容してもよいことが理解されよう。

【 0 3 2 2 】

図 8 2 は、フレキシブル回路内に埋め込まれた R F 電極及びデータセンサを含むフレキシブル回路 6 5 1 0 の一態様の断面図である。フレキシブル回路 6 5 1 0 は、金属などの導電性材料から作製される、R F ジョー部材 6 5 1 2 の右又は左部分に取り付けられ得る。R F ジョー部材 6 5 1 2 の下に、下向きの力 / 圧力センサ 6 5 1 6 a、6 5 1 6 b が、ラミネート層 6 5 1 4 の下に埋め込まれている。横力 / 圧力センサ 6 5 1 8 は、下向きの力 / 圧力センサ 6 5 1 6 a、6 5 1 6 b 層の下に位置し、温度センサ 6 5 2 0 は、横力 / 圧力センサ 6 5 1 8 の下に位置する。電極 6 5 2 2 は、R F 駆動回路 7 0 2 (図 3 4) に電氣的に連結され、R F エネルギーを組織 6 5 2 4 に印加するように構成されており、温度センサ 6 5 2 0 の下に位置する。

10

【 0 3 2 3 】

図 8 3 は、ジョー部材と超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタ 6 5 3 0 の一態様の断面図である。エンドエフェクタ 6 5 3 0 は、クランプジョー 6 5 3 2 と、ジョー部材 6 5 3 2 に固定的に取り付けられたフレキシブル回路 6 5 3 4 とを備える。ジョー部材 6 5 3 2 は、力 F_1 及び F_2 を、可変密度及び厚さの組織 6 5 3 6 に加え、これらの力は、フレキシブル回路 6 5 3 4 の異なる層に位置する第 1 及び第 2 の力 / 圧力センサ 6 5 3 8、6 5 4 0 によって測定され得る。圧縮層 6 5 4 2 は、第 1 及び第 2 の力 / 圧力センサ 6 5 3 8、6 5 4 0 の間に挟まれている。電極 6 5 4 4 は、組織に接触するフレキシブル回路 6 5 3 4 の外側部分上に位置する。本明細書に記載したように、フレキシブル回路 6 5 3 4 の他の層は、温度センサ、厚さセンサなどの追加のセンサを備えてもよい。

20

【 0 3 2 4 】

図 8 4 ~ 図 8 5 は、信号層のフレキシブル回路、センサ配線及び R F エネルギー駆動回路の様々な概略図を示す。図 8 4 は、フレキシブル回路 6 5 5 0 の信号層の一態様の概略図である。フレキシブル回路 6 5 5 0 は、複数の層を含む (例えば、約 4 つ ~ 約 6 つ) 。1 つの層は、集積回路に電力を供給し、別の層は接地を有するであろう。2 つの追加の層は、R F 電力 R F 1 及び R F 2 を別々に運ぶであろう。アナログマルチプレクサスイッチ 6 5 5 2 は、S C L - C / S D A - C インターフェースチャネルを介して制御回路 2 1 0 (図 1 4) にインターフェースで接続するように I²C バスを介して制御可能な 8 つの双方向並進スイッチを有する。S C L / S D A 上流対は、8 つの下流対又はチャネルに広がる。任意の個々の S C n / S D n チャネル又はチャネルの組み合わせは、プログラマブル制御レジスタの内容によって、選択され、決定され得る。6 つの下流センサがあり、ジョー部材の各側に 3 つある。第 1 の側 6 5 5 4 a は、第 1 の熱電対 6 5 5 6 a、第 1 の圧力センサ 6 5 5 8 a 及び第 1 のホール効果センサ 6 5 6 0 a を備える。第 2 の側 6 5 5 4 b は、第 2 の熱電対 6 5 5 6 b、第 2 の圧力センサ 6 5 5 8 b、及び第 2 のホール効果センサ 6 5 6 0 b を備える。図 8 5 は、スイッチ 6 5 5 2 に対する図 8 4 に示すフレキシブル回路 6 5 5 0 のセンサ配線の概略図 6 5 7 0 である。

30

40

【 0 3 2 5 】

図 8 6 は、エンドエフェクタ 6 6 5 0 の一態様の平面図である。エンドエフェクタ 6 6 5 0 は、ジョー部材 6 6 5 2 及びシャフト 6 6 5 4 を備える。ジョー部材 6 6 5 2 は、ピボット点 6 6 5 6 の周りを旋回し、ピボット角を画定する。図 8 7 は、ジョー部材 6 6 5 2 及び超音波ブレード 6 6 5 8 の下層構造を露出するための部分的切り欠き図を有する、図 8 6 に示すエンドエフェクタ 6 6 5 0 の側面図である。電極 6 6 6 0 は、ジョー部材 6 6 5 2 に固定的に取り付けられている。電極 6 6 6 0 は、R F 駆動回路 7 0 2 (図 3 4) に電氣的に連結され、R F エネルギーをジョー部材 6 6 5 2 と超音波ブレード 6 6 5 8 と

50

の間に位置する組織に印加するように構成されている。図 8 8 は、超音波ブレード並びに右及び左の電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b をそれぞれ露出するための、図 8 6、8 7 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。ジョー部材 6 6 5 2 及び超音波ブレード 6 6 5 8 は、近位端においてより広く、かつ遠位端においてより狭くなっている。また、ジョー部材 6 6 5 2 及び超音波ブレード 6 6 5 8 は、近位端に対して遠位端においてよりも大きな曲率を画定する。これらの特徴部を図 8 9 ~ 図 9 4 の断面図に明確に示す。

【0326】

図 8 9 は、図 8 6 に示すエンドエフェクタ 6 6 5 0 の断面 8 9 - - 8 9 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 6 6 5 0 は、超音波駆動回路 1 7 7 (図 1 1) によって電氣的に駆動される、超音波変換器と音響的に連結された超音波ブレード 6 6 5 8 を備える。ジョー部材 6 6 5 2 は、非対称電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b を含む電極 6 6 6 0 を備える。第 1 の電極 6 6 6 0 a は、ジョー部材 6 6 5 2 の右側に位置し、第 2 の電極 6 6 6 0 b は、左側 (オペレータの観点から) に位置する。右側の電極 6 6 6 0 a は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 a と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 6 6 6 0 b は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 b と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は、第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。図 8 8 も参照して、第 1 及び第 2 の電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b の間に電気絶縁性素子が配設されている。一態様では、電気絶縁性素子は、超音波ブレード 6 6 5 8 とジョー部材 6 6 5 2 との間に位置する軟質ポリマーパッド 6 6 6 2 と、超音波ブレード 6 6 5 8 が電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b を短絡させないように、軟質ポリマーパッド 6 6 6 2 に隣接して位置する高密度ポリマーパッド 6 6 6 4 とを備える。一態様では、軟質ポリマーパッド 6 6 6 2 及び高密度ポリマーパッド 6 6 6 4 は、例えば、商品名 T E F L O N (ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー) として既知のポリマーから作製され得る。したがって、ポリマーパッド 6 6 6 2、6 6 6 4 は、それぞれ軟質 T E F L O N 及び高密度 T E F L O N で作製されていてもよい。

【0327】

図 9 0 は、図 8 6 に示すエンドエフェクタ 6 6 5 0 の断面 9 0 - - 9 0 で切り取られた断面図である。断面 9 0 - - 9 0 の平面において、エンドエフェクタ 6 6 5 0 は、より薄く、断面 8 9 - - 8 9 よりも大きな曲率を有する。右側の電極 6 6 6 0 a は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 a と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 6 6 6 0 b は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 b と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は、第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。動作時に、電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に画定された間隙 G_1 、 G_2 、 G_3 、 G_4 に位置する組織が、電極 6 6 6 0 a、6 6 6 0 b、組織及び超音波ブレード 6 6 5 8 を通して伝送された高周波電流によって封止される。ポリマーパッド 6 6 6 2 と超音波ブレード 6 6 5 8 との間に位置する組織は、超音波振動によって生成される摩擦によって切断される。

【0328】

図 9 1 は、超音波ブレード 6 6 5 8 ' が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 8 6 に示すエンドエフェクタ 6 6 5 0 の断面 8 9 - - 8 9 と同様の断面で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 6 6 5 0 ' は、超音波駆動回路 1 7 7 (図 1 1) によって電氣的に駆動される、超音波変換器と音響的に連結された超音波ブレード 6 6 5 8 ' を備える。ジョー部材 6 6 5 2 ' は、非対称電極 6 6 6 0 a '、6 6 6 0 b ' を含む電極 6 6 6 0 ' を備える。第 1 の電極 6 6 6 0 a ' は、ジョー部材 6 6 5 2 ' の右側に位置し、第 2 の電極 6 6 6 0 b ' は、左側 (オペレータの観点から) に位置する。右側の電極 6 6 6 0 a ' は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 a ' と超音波ブレード 6 6 5 8 ' との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 6 6 6 0 b ' は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 6 6 6 0 b ' と超音波ブレード 6 6 5 8 ' との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。

一態様では、第1の幅 W_1 は、第2の幅 W_2 よりも小さく、第1の間隙 G_1 は、第2の間隙 G_2 よりも小さい。電気絶縁性素子は、第1及び第2の電極6660a'、6660b'の間に配設されている。一態様では、電気絶縁性素子は、超音波ブレード6658'が電極6660a'、6660b'を短絡させないように、高密度ポリマーパッド6664'に隣接して位置する軟質ポリマーパッド6662'を備える。一態様では、ポリマーパッド6662'、6664'は、例えば、商品名TEFLON(ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー)として既知のポリマーから作製され得る。図91及び図92に示す態様では、超音波ブレード6658'は、組織の切断に適した特徴部6668'と、組織の凝固に適した特徴部6670'とを備える。切断特徴部6668'は、凝固特徴部6670'に対してより小さい表面積を画定し、組織と超音波ブレード6658'との間のより適切な切断界面を可能にする。凝固特徴部6670'のより大きな表面積は、組織の凝固又は封止に適している。したがって、動作時に、電極6660a'、6660b'と凝固特徴部6670'との間に位置する組織が封止され、切断特徴部6668'とポリマーパッド6662'との間に位置する組織が切断される。

【0329】

図92は、超音波ブレード6658'が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図86に示すエンドエフェクタ6650の断面90-90と同様の断面で切り取られた断面図である。断面90-90の平面において、エンドエフェクタ6650'は、より薄く、断面89-89におけるエンドエフェクタ6650'よりも大きな曲率を有する。右側の電極6660a'は、第3の幅 W_3 を画定し、かつ電極6660a'と超音波ブレード6658'との間に第3の間隙 G_3 を画定する。左側の電極6660b'は、第4の幅 W_4 を画定し、かつ電極6660b'と超音波ブレード6658'との間に第4の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第3の幅 W_3 は、第4の幅 W_4 よりも小さく、第3の間隙 G_3 は、第4の間隙 G_4 よりも小さい。動作時に、電極6660a'、6660b'と超音波ブレード6658'との間に画定された間隙 G_1 、 G_2 、 G_3 、 G_4 に位置する組織が、電極6660a'、6660b'、組織及び超音波ブレード6658'を通して伝送された高周波電流によって封止される。ポリマーパッド6662'と超音波ブレード6658'との間に位置する組織は、超音波振動によって生成される摩擦によって切断される。

【0330】

図93は、超音波ブレード6658"が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図86に示すエンドエフェクタ6650の断面89-89と同様の断面で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ6650"は、超音波駆動回路177(図11)によって電氣的に駆動される、超音波変換器と音響的に連結された超音波ブレード6658"を備える。ジョー部材6652"は、非対称電極6660a"を含む電極6660"を備える。第1の電極6652a"は、ジョー部材6652"の右側に位置し、第2の電極6660b"は、左側(オペレータの観点から)に位置する。右側の電極6660a'は、第1の幅 W_1 を画定し、かつ電極6660a"と超音波ブレード6658"との間に第1の間隙 G_1 を画定する。左側の電極6660b"は、第2の幅 W_2 を画定し、かつ電極6660b"と超音波ブレード6658"との間に第2の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第1の幅 W_1 は、第2の幅 W_2 よりも小さく、第1の間隙 G_1 は、第2の間隙 G_2 よりも小さい。電気絶縁性素子は、第1及び第2の電極6660a"、6660b"の間に配設されている。一態様では、電気絶縁性素子は、超音波ブレード6658"が電極6660a"、6660b"を短絡させないように、高密度ポリマーパッド6664"に隣接して位置する軟質ポリマーパッド6662"を備える。一態様では、ポリマーパッド6662"、6664"は、例えば、商品名TEFLON(ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー)として既知のポリマーから作製され得る。

【0331】

図94は、超音波ブレード6658"が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図86に示すエンドエフェクタ6650の断面90-90と同様の断面で切り取られた断

10

20

30

40

50

面図である。断面 90 - - 90 の平面において、エンドエフェクタ 6650'' は、より薄く、断面 98 - - 98 におけるエンドエフェクタ 6650' よりも大きな曲率を有する。右側の電極 6660a' は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 6660a'' と超音波ブレード 6658'' との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 6660b'' は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 6660b'' と超音波ブレード 6658'' との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は、第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。動作時に、電極 6660a''、6660b'' と超音波ブレード 6658' との間に画定された間隙 G_1 、 G_2 、 G_3 、 G_4 に位置する組織が、電極 6660a''、6660b''、組織及び超音波ブレード 6658'' を通して伝送された高周波電流によって封止される。ポリマーパッド 6662'' と超音波ブレード 6658'' との間に位置する組織は、超音波振動によって生成される摩擦によって切断される。図 93 及び図 94 に示す態様では、超音波ブレード 6658'' は、切断の切断に適した特徴部 6668'' と、組織の凝固に適した特徴部 6670'' とを備える。切断特徴部 6668'' は、凝固特徴部 6670'' に対してより小さい表面積を画定し、組織と超音波ブレード 6658'' との間のより適切な切断界面を可能にする。凝固特徴部 6670'' のより大きな表面積は、組織の凝固又は封止に適している。したがって、動作時に、電極 6660a''、6660b'' と凝固特徴部 6670'' との間に位置する組織が封止され、切断特徴部 6668'' とポリマーパッド 6662'' との間に位置する組織が切断される。

10

20

30

40

50

【0332】

本明細書に記載される外科用器具はまた、超音波駆動回路 177 (図 11) 及び RF 駆動回路 702 (図 34) によって送達されるエネルギーが、外科用器具のエンドエフェクタによって処置される組織の種類及び組織の様々な特性に基づいて動的に調整されるか又は切り替えられることを可能にする特徴部を含むことができる。一態様では、外科用器具のエンドエフェクタに送達される、超音波駆動回路 177 及び RF 駆動回路 702 からの電力出力は、超音波駆動回路 177 及び RF 駆動回路 702 からのエネルギープロファイルが、外科用器具のエンドエフェクタによって作用される組織の種類に基づいて、手技中に動的に変化することを可能にする組織の種類を表す入力を含み得る。本明細書に開示されるように、組織の種類に基づいて超音波駆動回路 177 (図 11) 及び RF 駆動回路 702 (図 34) を制御するための技法が提供され得る。様々な技法を使用して、超音波駆動回路 177 及び RF 駆動回路 702 から送達されるエネルギーが、外科用器具によって処置される組織の種類に基づいて、動的に変化することを可能にするように電力プロファイルを選択することができる。

【0333】

一形態では、歪ゲージを使用して、エンドエフェクタによって組織に加えられる力を測定することができる。歪ゲージをエンドエフェクタに連結して、エンドエフェクタによって処置される組織にかかる力を測定することができる。ここで図 95 を参照して、エンドエフェクタによって把持された組織に加えられる力を測定するためのシステム 6680 は、例えば、マイクロ歪ゲージなどの歪ゲージセンサ 6682 を備え、例えば、図 89 ~ 図 94 に示すエンドエフェクタ 6650、6650'、6650'' のうちの 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを測定するように構成されている。一態様では、歪ゲージセンサ 6682 は、クランプ動作中に、エンドエフェクタ 6650、6650'、6650'' のジョー部材に作用する歪の振幅又は大きさを測定することができ、それが組織圧縮を示すことができる。測定された歪みは、デジタル信号に変換され、マイクロコントローラ 6688 のプロセッサ 6690 に提供される。負荷センサ 6684 は、図 89 ~ 図 94 に示す超音波ブレード 6658、6658'、6658'' を動作させて、エンドエフェクタ 6650、6650'、6650'' のジョー部材と超音波ブレード 6658、6658'、6658'' との間に捕捉された組織を切断するための力を測定することができる。磁界センサ 6686 を用いて、捕捉された組織 6678 の厚さを測定することができる。磁界センサ 6686 の測定値もまた、デジタル信号に変換され、プロセッサ 6690 に提供される。

【0334】

上記に加えて、フィードバックインジケータ 6 6 9 4 もまた、マイクロコントローラ 6 6 8 8 と通信するように構成され得る。一態様では、フィードバックインジケータ 6 6 9 4 は、組み合わせ超音波 / 電気外科用器具 5 0 0、6 0 0、7 0 0 (図 3 0 ~ 図 4 4) のハンドル内に配設され得る。あるいは、フィードバックインジケータ 6 6 9 4 は、例えば、外科用器具のシャフトアセンブリ内に配設することができる。任意の事象において、マイクロコントローラ 6 6 8 8 は、フィードバックインジケータ 6 6 9 4 を用いて、外科用器具のオペレータに、例えば、エンドエフェクタに組織をきつく固定させるために使用される、発射トリガの選択された位置などの手動入力 of 妥当性に関するフィードバックを提供することができる。そのためには、マイクロコントローラ 6 6 8 8 は、ジョー部材 6 6 7 2 及び / 又は発射トリガの選択された位置を評価し得る。センサ 6 6 8 2、6 6 8 4、6 6 8 6 によってそれぞれ測定される、組織 6 6 7 8 の圧縮、組織 6 6 7 8 の厚さ及び / 又は組織上のエンドエフェクタ 6 6 5 8、6 6 5 8'、6 6 5 8" を閉じるために必要とされる力は、発射トリガの選択された位置及び / 又はエンドエフェクタの速度の対応する値を特徴付けるために、マイクロコントローラ 6 6 8 8 によって使用され得る。一例では、メモリ 6 6 9 2 は、評価においてマイクロコントローラ 6 6 8 8 によって用いることができる技術、等式及び / 又はルックアップテーブルを記憶することができる。

10

20

30

40

50

【 0 3 3 5 】

本明細書で開示した器具の態様は、1 回の使用後に処分するように設計され得、あるいはそれらは、複数回使用するように設計され得る。様々な態様は、いずれか又は両方の場合において、少なくとも 1 回の使用後に再使用のために再調整されてもよい。再調整は、装置の分解工程、それに続く特定の部品の洗浄又は交換工程、及びその後の再組立工程の任意の組み合わせを含み得る。具体的には、装置の態様は、分解されてもよく、また、装置の任意の数の特定の部品又は部材を任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外してもよい。特定の部品を洗浄及び / 又は交換した後、装置の態様は、再調整用の施設において又は外科手技の直前に外科チームによって、その後の使用のために再組立してもよい。当業者であれば、装置の再調整において、分解、洗浄 / 交換、及び再組立のための様々な技術を使用できる点を理解するであろう。かかる技術の使用、及び結果として得られる再調整された装置は、全て本出願の範囲内にある。

【 0 3 3 6 】

単なる例として、本明細書に記載される態様は、手術前に処理されてもよい。まず、新品又は使用済みの器具を入手し、必要に応じて洗浄することができる。次いで器具を滅菌することができる。1 つの滅菌技術では、器具は、プラスチックバッグ又は T Y V E K バッグなど、閉鎖され密封された容器に入れられる。次いで、容器及び器具を、線、X 線、又は高エネルギー電子などの容器を透過し得る放射線野に置くことができる。放射線は、器具上及び容器内の細菌を死滅させることができる。この後、滅菌済みの器具を滅菌容器内で保管することができる。密封容器は、医療施設で開けられるまで、器具を滅菌状態に保つことができる。装置はまた、線若しくは線、エチレンオキシド、又は水蒸気が挙げられるがこれらに限定されない、技術分野で既知の任意のその他の技術を用いて滅菌され得る。

【 0 3 3 7 】

上述の説明において様々な詳細が記載されてきたが、電気信号波形及び外科用器具をデジタル的に生成するための発生器を動作させる技術の様々な態様が、これらの特定の詳細なしに実行され得ることが理解されよう。当業者であれば、本明細書に記載される構成要素 (例えば、動作)、装置、対象、及びそれらに伴う考察は、構想を明らかにするための例として使用され、様々な構成の修正が想到されることを認識するであろう。したがって、本明細書で使用されるとき、記載される特定の例及びそれらに伴う考察は、より一般的な種類を代表することを意図したものである。一般に、特定の代表例を用いることは、その種類を代表することを意図したものであり、また、特定の要素 (例えば、動作)、装置、及び対象を含めないことは、限定と見なされるべきではない。

【 0 3 3 8 】

いくつかの形態が例示され説明されてきたが、添付の「特許請求の範囲」をそのような詳述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。本開示の範囲から逸脱することなく、多数の修正、変形、変化、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、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、その要素によって行わ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、変化、置換、修正及び等価物を網羅することを意図する。

10

【0339】

本開示の簡潔性及び明白性のために、前述の開示の選択された態様は、詳細ではなくブロック図形態で示されてきた。本明細書に提供される詳細な説明の一部は、1つ又は2つ以上のコンピュータメモリ又は1つ又は2つ以上のデータ記憶装置（例えば、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク（Compact Disc、CD）、デジタルビデオディスク（Digital Video Disk、DVD）、又はデジタルテープ）に記憶されるデータ上で動作する命令に関して提示され得る。そのような説明及び表現は、当業者によって、自身の仕事の内容を当該技術分野の他者に説明及び伝達するために使用されているものである。一般に、アルゴリズムとは、所望の結果につながる工程の自己無撞着シーケンスを指し、「工程」とは、必ずしも必要ではないが、記憶、伝達、複合、比較、及び別様に操作されることが可能な電気又は磁気信号の形態を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、番号と呼ぶ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ラベルである。

20

【0340】

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」又は「計算する」又は「算出する」又は「決定する」又は「表示する」などの用語を使用する議論は、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内で物理（電子的）量として表現されるデータを、コンピュータシステムのメモリ若しくはレジスタ又はそのような情報記憶、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動作及び処理を指していることが理解されよう。

30

【0341】

一般的な意味で、当業者であれば、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの任意の組み合わせによって個々にかつ/又は集合的に実装することができる本明細書に記載の様々な態様を、様々な種類の「電気回路」から構成されるものと見なすことができることを理解するであろう。したがって、本明細書で使用されるとき、「電気回路」は、限定するものではないが、少なくとも1つの個々の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの専用集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムで構成された汎用コンピューティングデバイス（例えば、本明細書で説明したプロセス及び/若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成された汎用コンピュータ、又は、本明細書で説明したプロセス及び/若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、メモリデバイスを形成する（例えばランダムアクセスメモリを形成する）電気回路、及び/又は、通信装置（例えばモデム、通信スイッチ又は光学的 - 電氣的設備）を形成する電気回路を含む。当業者であれば、本明細書で述べた主題が、アナログ若しくはデジタルの形式又はそれらのいくつかの組み合わせで実現され得ることを理解するであろう。

40

50

【0342】

上記の詳細な説明は、ブロック図、フローチャート、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、フローチャート及び／又は実施例が、1つ又は2つ以上の機能及び／又は動作を含む限り、当業者であれば、そのようなブロック図、フローチャート及び／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それらの事実上任意の組み合わせによって、個々にかつ／又は共同に実装することができることを理解するであろう。一形態では、本明細書に記載される主題のいくつかの部分は、特定用途向け集積回路(application specific integrated circuit、ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、デジタル信号プロセッサ(digital signal processor、DSP)、又は他の集積型形式で実装され得る。しかしながら、当業者であれば、その全部か一部かを問わず、本明細書で開示される形態のいくつかの態様は、1つ又は2つ以上のコンピュータ上で稼働する1つ又は2つ以上のコンピュータプログラムとして(例えば、1つ又は2つ以上のコンピュータシステム上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして)、1つ又は2つ以上のプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして(例えば、1つ又は2つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして)、ファームウェアとして、又はそれらの実質的に任意の組み合わせとして、集積回路において等価に実装することができ、また、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することが、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を認識するであろう。更に、当業者であれば、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形式で1つ又は2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種類にかかわらず用いられることを理解するであろう。信号搬送媒体の例としては、記録可能型の媒体、例えば、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク(CD)、デジタルビデオディスク(DVD)、デジタルテープ、コンピュータメモリなど、ならびに伝送型の媒体、例えば、デジタル及び／又はアナログ通信媒体(例えば、光ファイバケーブル、導波管、有線通信リンク、無線通信リンク(例えば、送信機、受信機、送信ロジック、受信ロジックなど)など)が挙げられるが、これらに限定されない。

【0343】

いくつかの例では、1つ又は2つ以上の要素は、「連結された」及び「接続された」という表現を、それらの派生語と共に使用して記載されることがある。これらの用語は、互いに同義語であることは意図されないことを理解されたい。例えば、いくつかの態様は、2つ又はそれ以上の要素が互いに直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「接続された」という用語を使用して記載されることがある。別の例では、いくつかの態様は、2つ又はそれ以上の要素が直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「連結された」という用語を使用して記載されることがある。しかしながら、「連結された」という用語はまた、2つ又はそれ以上の要素が互いに直接接触はしないが、依然として互いに協働又は相互作用することを意味することがある。異なる他の構成要素内に含まれるか、又は接続される異なる構成要素の描写されたアーキテクチャは単なる例であり、同じ機能性を実現する多くの他のアーキテクチャが実装され得ることを理解されたい。構想の意味で、同じ機能性を達成する要素の任意の配置は、所望の機能性が達成されるように効果的に「関連付け」られる。したがって、特定の機能性を達成するように組み合わせられた本明細書での任意の2つの要素は、アーキテクチャ又は中間要素にかかわらず、所望の機能性が達成されるように互いに「関連付け」られていると見なすことができる。同様に、そのように関連付けられた任意の2つの要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に接続」又は「動作可能に連結」されているものと見なすことができ、そのように関連付けることが可能な任意の2つの要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に連結可能」であると見なすことができる。動作可能に連結可能な特定の例としては、物理的に嵌合可能かつ／若しくは物理的に相互作用する構成要素、及

び／又は無線相互作用性かつ／若しくは無線相互作用性構成要素、及び／又は電氣的相互作用性構成要素、及び／又は光学的相互作用性構成要素、及び／又は光学的相互作用性構成要素が挙げられるが、これらに限定されない。

【 0 3 4 4 】

場合によっては、１つ又は２つ以上の構成要素が、本明細書において、「ように構成される」、「ように構成可能である」、「ように動作可能である／動作する」、「適合される（adapted）／適合可能である」、「ことが可能である」、「ように適合可能である／適合される（conformed）」などと呼ばれることがある。当業者であれば、「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。

10

【 0 3 4 5 】

本開示の特定の態様が図示され記載されてきたが、本明細書の教示に基づいて、本明細書に記載される主題及びそのより広範な態様から逸脱することなく、変更及び修正が行われてもよく、したがって添付の特許請求の範囲は、全てのかかる変更及び修正を、本明細書に記載される主題の真の範囲内にあるものとして、その範囲内に包含するものであることが、当業者には明白となるであろう。一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の「特許請求の範囲」（例えば、添付の「特許請求の範囲」の本文）で使用される用語は、概して「開放的」用語として意図されるものである（例えば、「含む（including）」という用語は、「～を含むが、それらに限定されない（including but not limited to）」と解釈されるべきであり、「有する（having）」という用語は「～を少なくとも有する（having at least）」と解釈されるべきであり、「含む（includes）」という用語は「～を含むが、それらに限定されない（includes but is not limited to）」と解釈されるべきであるなど）ことが、当業者には理解されるであろう。更に、導入されたクレーム記載（introduced claim recitation）において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該クレーム中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、以下の添付の「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、クレーム記載を導入するために含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「a n」という不定冠詞によってクレーム記載を導入した場合に、たとえ同一のクレーム内に「１つ又は２つ以上の」又は「少なくとも１つの」といった導入句及び「a」又は「a n」という不定冠詞が含まれる場合であっても、かかる導入されたクレーム記載を含むいかなる特定のクレームも、かかる記載事項を１つのみ含むクレームに限定されると示唆されるものと解釈されるべきではない（例えば、「a」及び／又は「a n」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）。定冠詞を使用してクレーム記載を導入する場合にも、同様のことが当てはまる。

20

30

【 0 3 4 6 】

加えて、導入されたクレーム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、通常、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つ以上の記載事項を意味する）。更に、「A、B、及びCなどのうちの少なくとも１つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている（例えば、「A、B、及びCのうちの少なくとも１つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び／又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む）。「A、B、又はCなどのうちの少なくとも１つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている（例えば、「A、B、又はCのうちの少なくとも１つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aの

40

50

み、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。更に、典型的には、2つ又はそれ以上の選択的な用語を表すあらゆる選言的な語及び/又は句は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、説明文内であろうと、請求の範囲内であろうと、あるいは図面内であろうと、それら用語のうちの1つ、それらの用語のうちのいずれか、又はそれらの用語の両方を含む可能性を意図すると理解されるべきであることが、当業者には理解されるであろう。例えば、「A又はB」という句は、典型的には、「A」又は「B」又は「A及びB」の可能性を含むものと理解されるであろう。

【0347】

添付の「特許請求の範囲」に関して、当業者は、本明細書において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、様々な動作上の流れがシーケンスの形で提示されているが、様々な動作は、例示した以外の順序で行われてもよく、又は同時に行われてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、重複、交互配置、割込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆、又は他の異なる順序付けを含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、又は他の過去時制の形容詞は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

【0348】

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

【0349】

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

【0350】

特定の場合には、構成要素が領域の外に位置している場合であっても、システム又は方法の使用がその領域で起こってもよい。例えば、分散コンピューティングの文脈において、システムの一部が領域の外に位置している可能性があっても(例えば、継電器、サーバ、プロセッサ信号搬送媒体、送信コンピュータ、受信コンピュータなどが領域の外に位置している)、分散コンピューティングシステムの使用はその領域で起こってもよい。

【0351】

システム又は方法の構成要素が領域の外に位置するか/又は外で使用される場合であっても、システム又は方法の売買は同様にその領域で起こってもよい。更に、1つの領域で方法を実行するためにシステムの少なくとも一部分を実現することは、システムを別の領域で使用することを排除しない。

【0352】

全ての上述した米国特許、米国特許出願公開、米国特許出願、外国特許、外国特許出願、本明細書で引用された及び/若しくは任意の出願データシートに列挙された非特許刊行物又は任意のその他の開示文献は、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。したがって、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に援用されるいかなる矛盾する記載にも優先するものとする。参照により本明細書に援用されるものとするが、現行の定義、見解、又は本開示に記載されたその他の開示内容と矛盾する、任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ援用されるものとする。

10

20

30

40

50

【 0 3 5 3 】

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つ又は2つ以上の形態の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されているものである。包括的であることも、開示された厳密な形態に限定することも意図されていない。上記の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。1つ又は2つ以上の形態は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、様々な形態を様々な修正例と共に、想到される特定の用途に適するものとして当業者が利用できるようにするために、選択され記載されたものである。本明細書と共に提示される「特許請求の範囲」が全体的な範囲を定義することが意図される。

【 0 3 5 4 】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の付番された項目において説明される。

1．外科用器具のためのエンドエフェクタであって、エンドエフェクタが、超音波ブレードと、第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材と、を備え、第1の電極が、第1の幅を画定し、第2の電極が、第2の幅を画定し、第1の幅が、第2の幅に等しくなく、かつ第1の間隙が、第1の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙は、第2の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第1の間隙は、第2の間隙に等しくない、エンドエフェクタ。

2．超音波ブレード及びジョー部材が、曲率を画定する、項目1に記載のエンドエフェクタ。

3．超音波ブレード及びジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、項目2に記載のエンドエフェクタ。

4．超音波ブレード及びジョー部材が、遠位端に対して近位端においてより広い幅を画定する、項目3に記載のエンドエフェクタ。

5．第1の電極と第2の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、項目1～4のいずれか一項に記載のエンドエフェクタ。

6．電気絶縁性ポリマーパッドが、第1の軟質ポリマーパッドと、軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第2の高密度ポリマーパッドと、を備える、項目5に記載のエンドエフェクタ。

7．超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、項目1～6のいずれか一項に記載のエンドエフェクタ。

8．外科用器具のためのエンドエフェクタのジョー部材であって、ジョー部材が、第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を備え、第1の電極が、第1の幅を画定し、第2の電極が、第2の幅を画定し、第1の幅が、第2の幅に等しくない、ジョー部材。

9．ジョー部材が、曲率を画定する、項目8に記載のジョー部材。

10．ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、項目9に記載のジョー部材。

11．ジョー部材が、遠位端に対して近位端においてより広い幅を画定する、項目10に記載のジョー部材。

12．第1の電極と第2の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、項目8～11のいずれか一項に記載のジョー部材。

13．電気絶縁性ポリマーパッドが、第1の軟質ポリマーパッドと、軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第2の高密度ポリマーパッドと、を備える、項目12に記載のジョー部材。

14．外科用器具であって、ハンドルアセンブリと、ハンドアセンブリに動作可能に連結されたエンドエフェクタであって、エンドエフェクタが、超音波ブレード並びに第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材を含む、エンドエフェクタと、を備え、第1の電極が、第1の幅を画定し、第2の電極が、第2の幅を画定し、第1の幅が、第2の幅に等しくなく、かつ第1の間隙が、第1の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙が、第2の電極と超音波ブレードとの間に画定され、第1の間隙が、第

10

20

30

40

50

2 の間隙に等しくない、外科用器具。

15．超音波ブレード及びジョー部材が、曲率を画定する、項目14に記載の外科用器具。

16．超音波ブレード及びジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、項目15に記載の外科用器具。

16．超音波ブレード及びジョー部材が、遠位端に対して近位端においてより広い幅を画定する、項目16に記載の外科用器具。

17．第1の電極と第2の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、項目14～16のいずれか一項に記載の外科用器具。

18．電気絶縁性ポリマーパッドが、第1の軟質ポリマーパッドと、軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第2の高密度ポリマーパッドと、を備える、項目17に記載の外科用器具。

19．超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、項目14～18のいずれか一項に記載の外科用器具。

【0355】

〔実施の態様〕

(1) 外科用器具のためのエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、超音波ブレードと、

第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を含むジョー部材と、を備え、

前記第1の電極が、第1の幅を画定し、前記第2の電極が、第2の幅を画定し、前記第1の幅が、前記第2の幅に等しくなく、

第1の間隙が、前記第1の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、第2の間隙が、前記第2の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、前記第1の間隙が、前記第2の間隙に等しくない、エンドエフェクタ。

(2) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、曲率を画定する、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(3) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、実施態様2に記載のエンドエフェクタ。

(4) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

(5) 前記第1の電極と前記第2の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

【0356】

(6) 前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第1の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第2の高密度ポリマーパッドと、を備える、実施態様5に記載のエンドエフェクタ。

(7) 前記超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(8) 外科用器具のためのエンドエフェクタのジョー部材であって、前記ジョー部材が、

第1の電極及び第2の電極を含む非対称電極を備え、

前記第1の電極が、第1の幅を画定し、前記第2の電極が、第2の幅を画定し、前記第1の幅が、前記第2の幅に等しくない、ジョー部材。

(9) 前記ジョー部材が、曲率を画定する、実施態様8に記載のジョー部材。

(10) 前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、実施態様9に記載のジョー部材。

【0357】

(11) 前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、実施態様10に記載のジョー部材。

(12) 前記第1の電極と前記第2の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッ

10

20

30

40

50

ドを更に備える、実施態様 8 に記載のジョー部材。

(13) 前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第 1 の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第 2 の高密度ポリマーパッドと、を備える、実施態様 12 に記載のジョー部材。

(14) 外科用器具であって、

ハンドルアセンブリと、

前記ハンドアセンブリに動作可能に連結されたエンドエフェクタと、を備え、前記エンドエフェクタが、

超音波ブレードと、

第 1 の電極及び第 2 の電極を含む非対称電極を含むジョー部材と、を含み、

前記第 1 の電極が、第 1 の幅を画定し、前記第 2 の電極が、第 2 の幅を画定し、前記第 1 の幅が、前記第 2 の幅に等しくなく、

第 1 の間隙が、前記第 1 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、第 2 の間隙が、前記第 2 の電極と前記超音波ブレードとの間に画定され、前記第 1 の間隙が、前記第 2 の間隙に等しくない、外科用器具。

(15) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、曲率を画定する、実施態様 14 に記載の外科用器具。

【0358】

(16) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、近位端における曲率に対して、遠位端においてより大きな曲率を画定する、実施態様 15 に記載の外科用器具。

(17) 前記超音波ブレード及び前記ジョー部材が、遠位端に対して、近位端においてより広い幅を画定する、実施態様 15 に記載の外科用器具。

(18) 前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に配設された電気絶縁性ポリマーパッドを更に備える、実施態様 14 に記載の外科用器具。

(19) 前記電気絶縁性ポリマーパッドが、第 1 の軟質ポリマーパッドと、前記軟質ポリマーパッドに隣接して位置決めされた第 2 の高密度ポリマーパッドと、を備える、実施態様 18 に記載の外科用器具。

(20) 前記超音波ブレードが、組織を切断するための特徴部と、組織を凝固させるための特徴部と、を備える、実施態様 14 に記載の外科用器具。

10

20

【図 1】

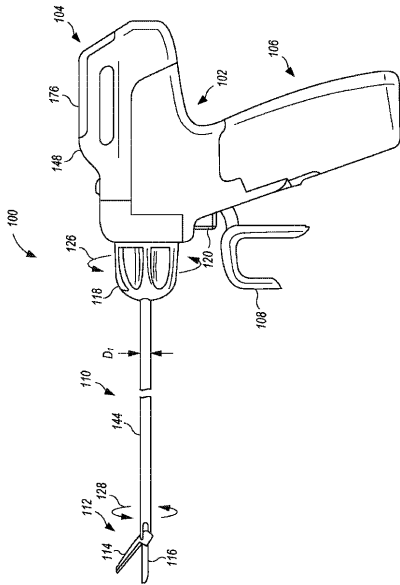


FIG. 1

【図 2】

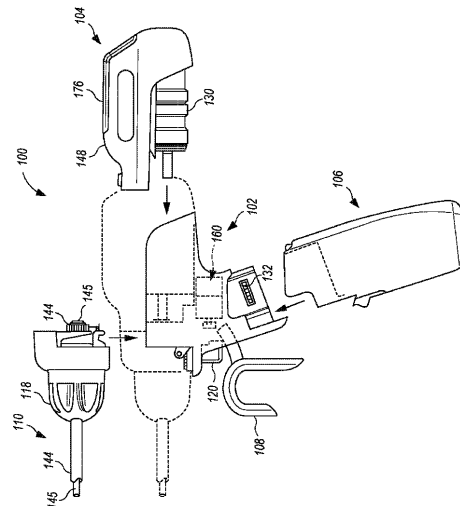


FIG. 2

【図 3】

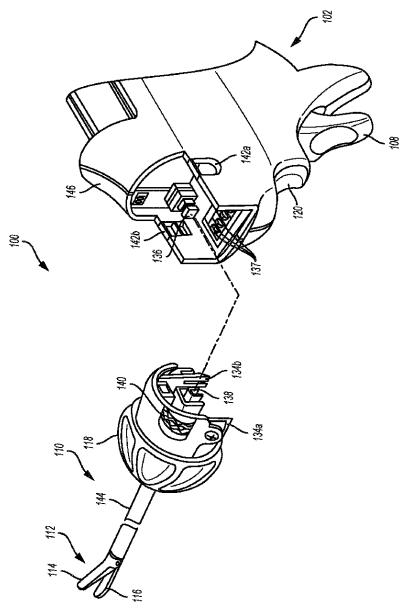


FIG. 3

【図 4】

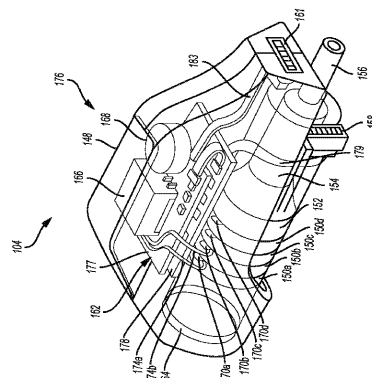


FIG. 4

【図 5】

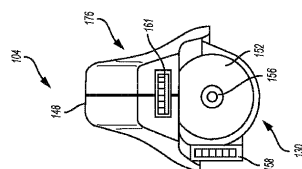


FIG. 5

【図 6】

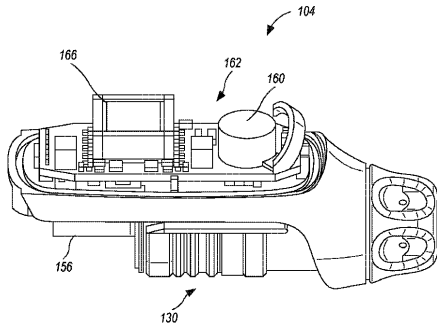


FIG. 6

【図 7】

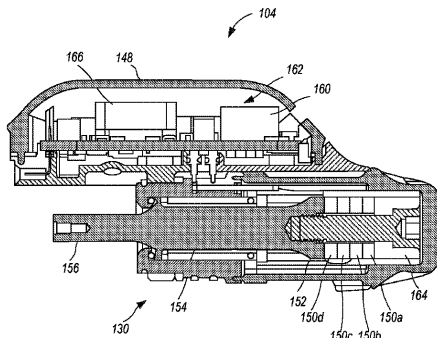


FIG. 7

【図 10 A】

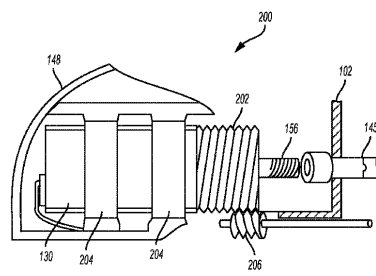


FIG. 10A

【図 10 B】

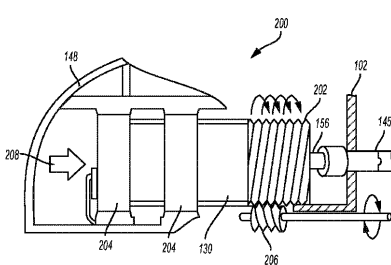


FIG. 10B

【図 8】

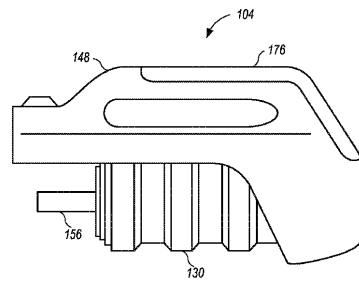


FIG. 8

【図 9】

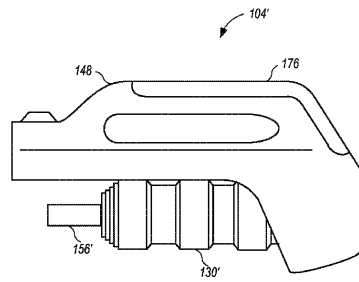
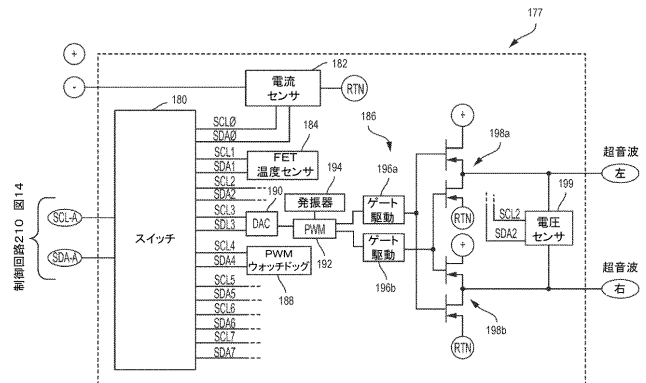
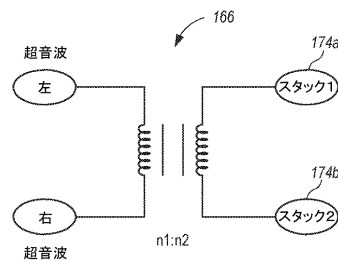


FIG. 9

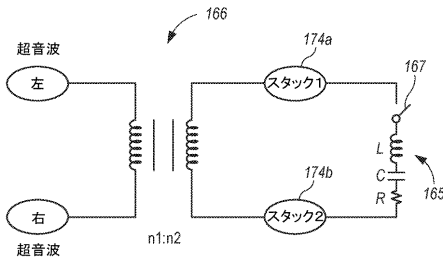
【図 11】



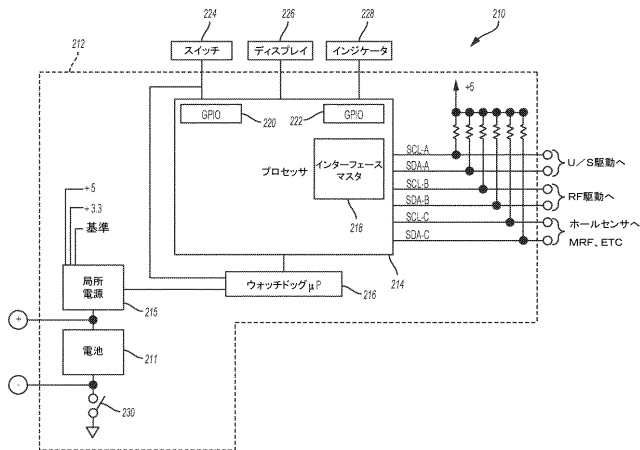
【図 12】



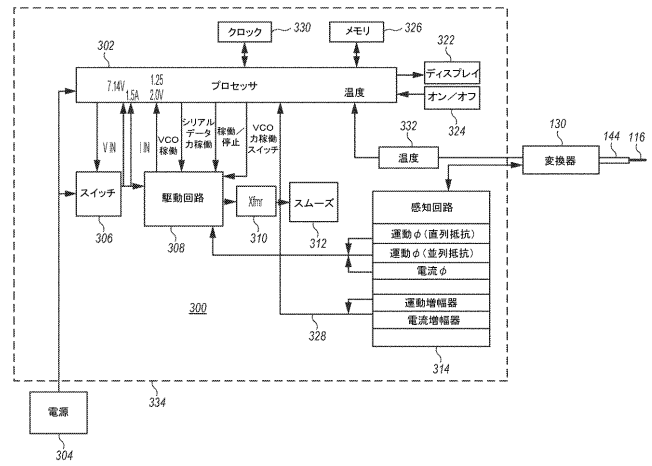
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 ㊦ 1 6 】

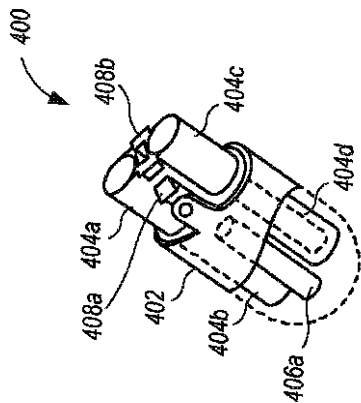


FIG. 16

【 図 1 7 】

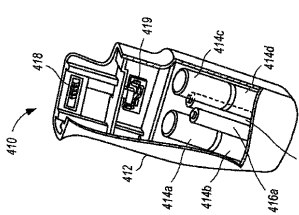


FIG. 17

【 図 1 8 】

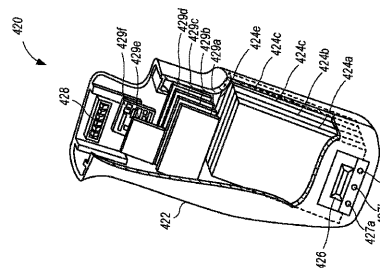


FIG. 18

【 図 1 9 】

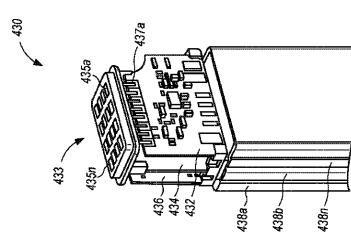
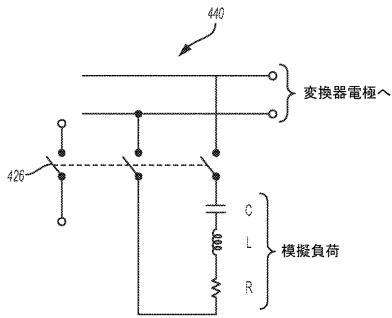
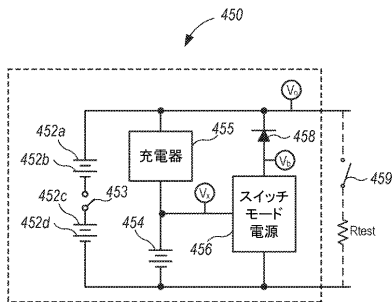


FIG. 19

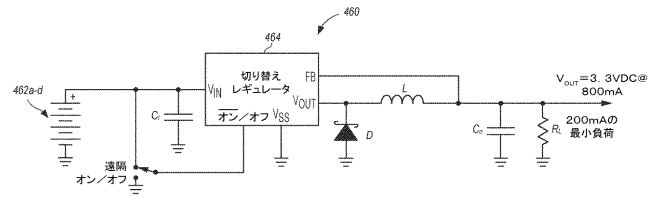
【図 20】



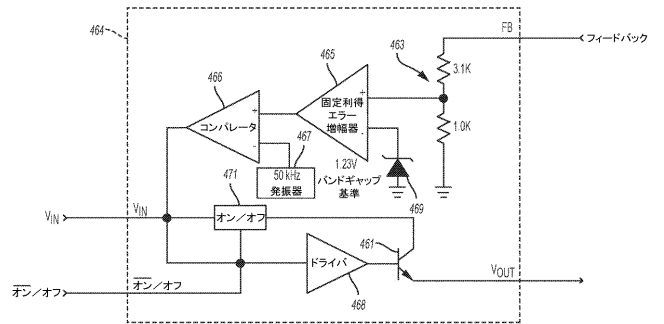
【図 21】



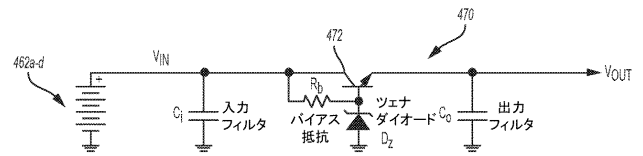
【図 22】



【図 23】



【図 24】



【図 25】

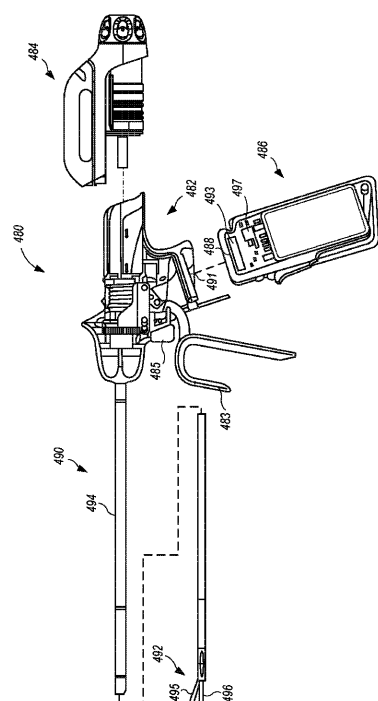


FIG. 25

【図 26】

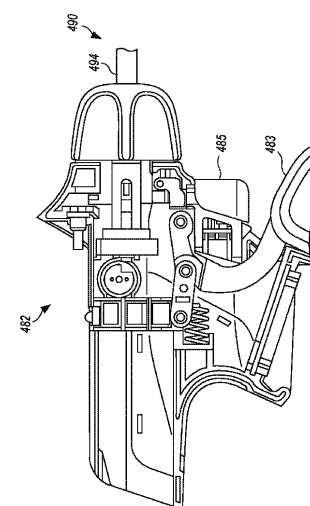


FIG. 26

【図 27】

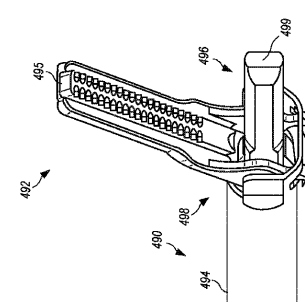
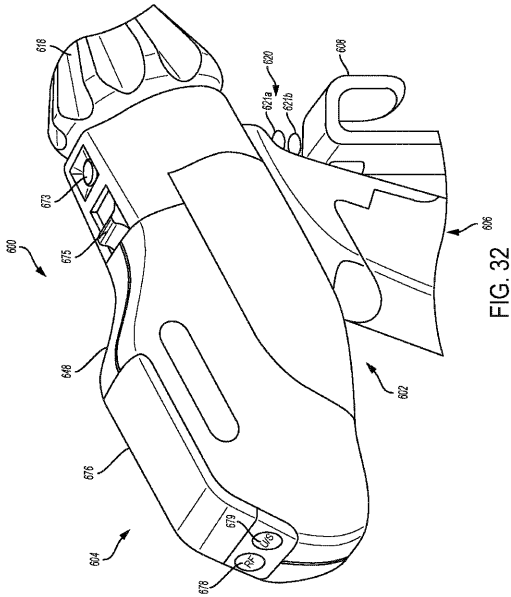
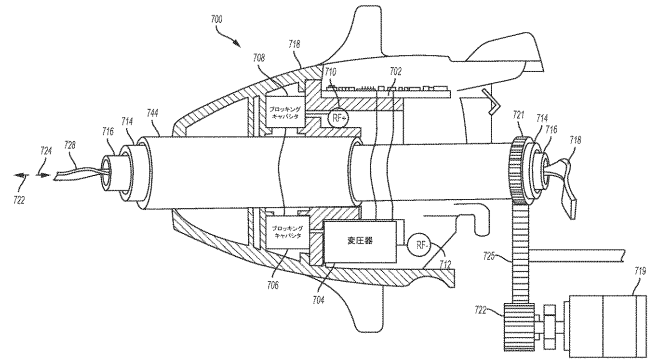


FIG. 27

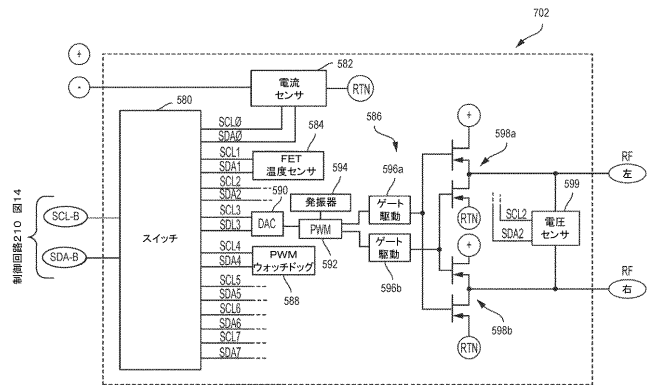
【図 3 2】



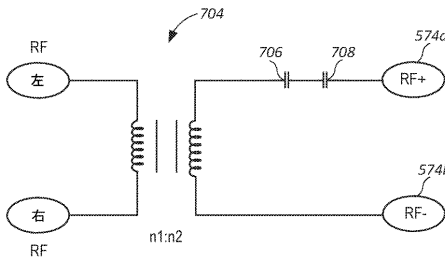
【図 3 3】



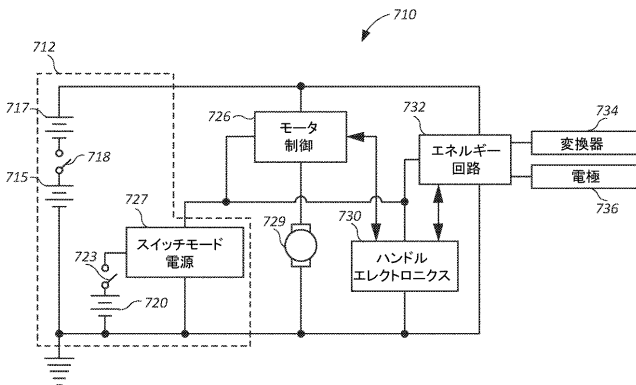
【図 3 4】



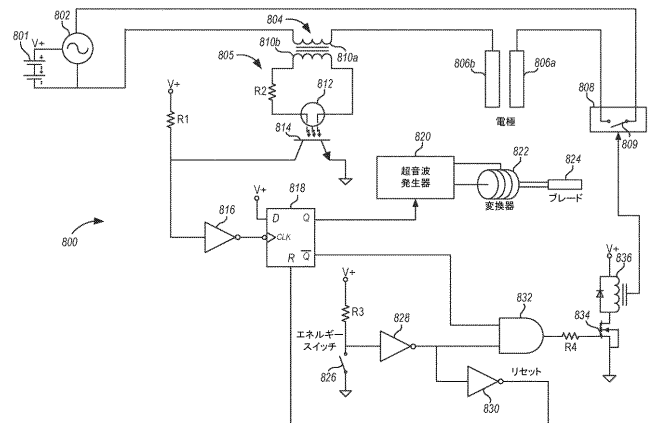
【図 3 5】



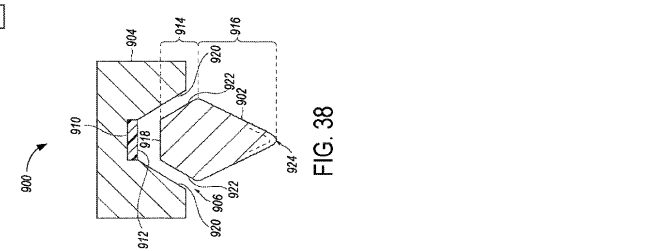
【図 3 6】



【図 3 7】



【図 3 8】



【図 39】

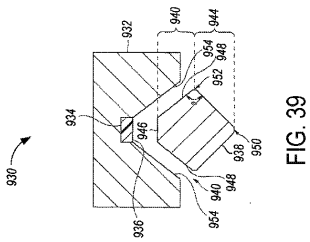


FIG. 39

【図 40】

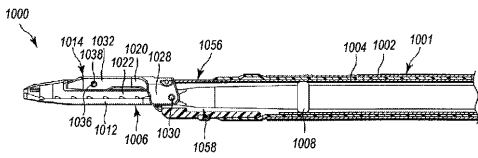


FIG. 40

【図 41】

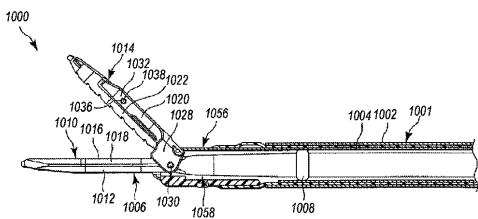


FIG. 41

【図 44】

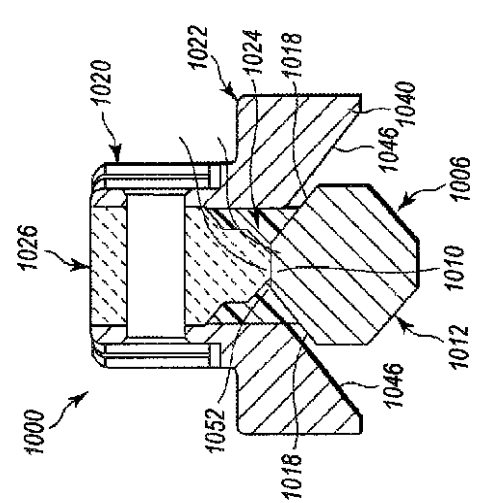


FIG. 44

【図 42】

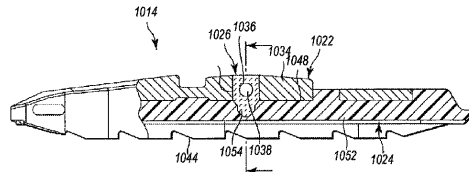


FIG. 42

【図 43】

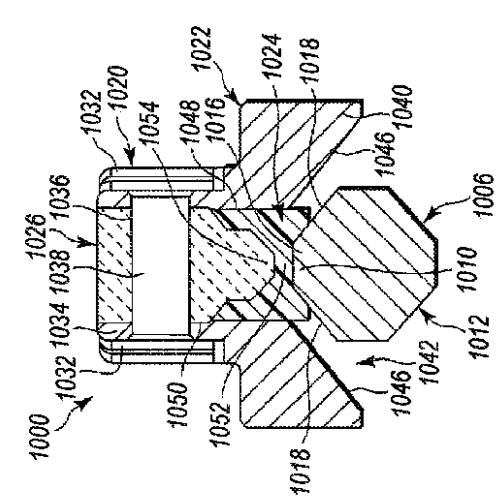


FIG. 43

【図 45】

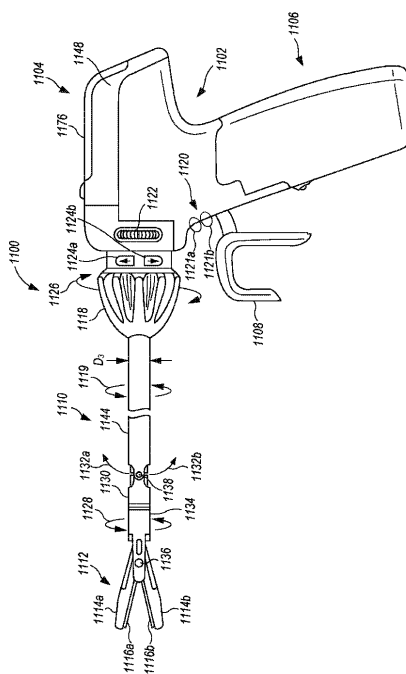


FIG. 45

【 図 4 6 】

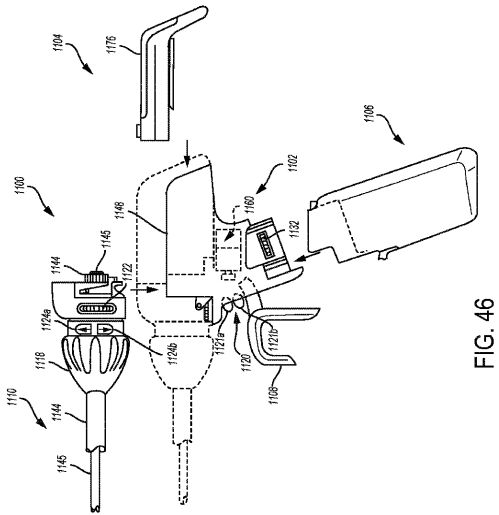


FIG. 46

【 図 4 7 】

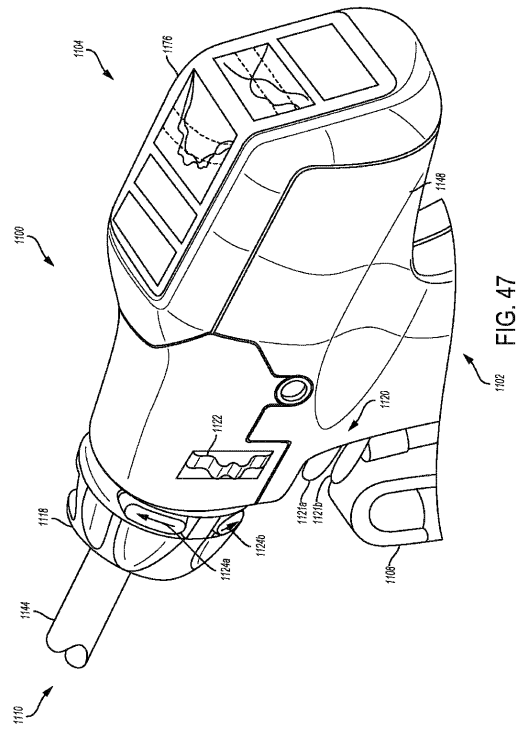


FIG. 47

【 図 4 8 】

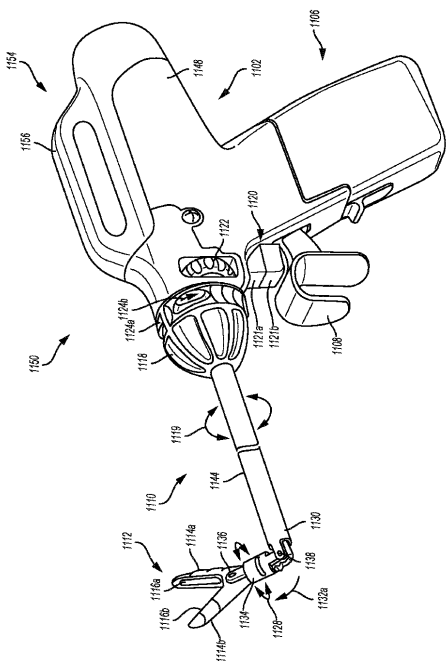


FIG. 48

【 图 4 9 】

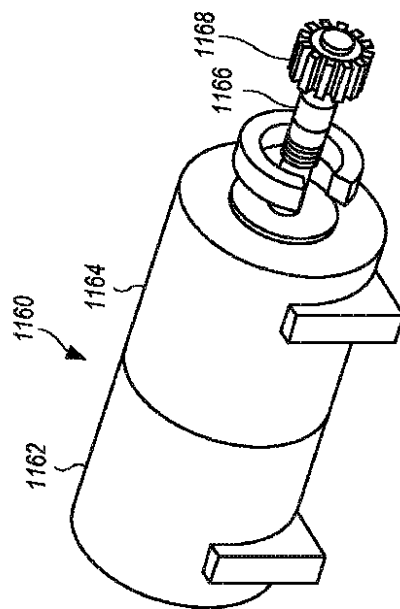


FIG. 49

【図 50】

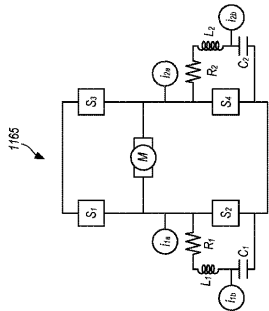
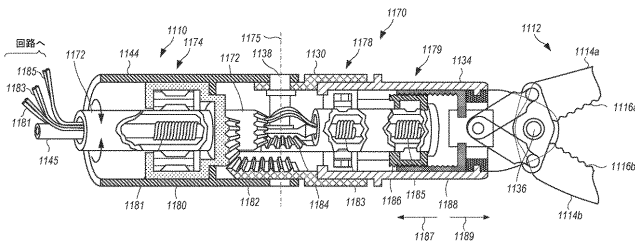


FIG. 50

【図 51】



【図 52】

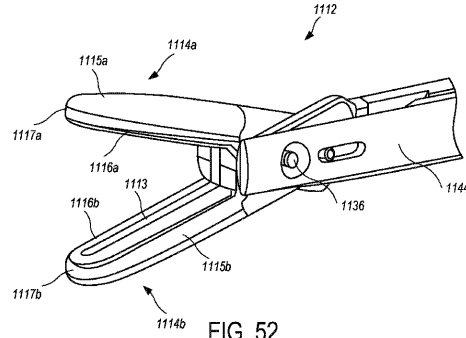


FIG. 52

【図 53】

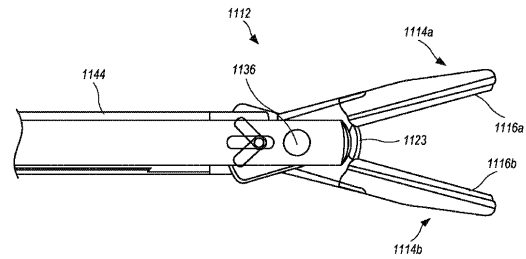


FIG. 53

【図 54】

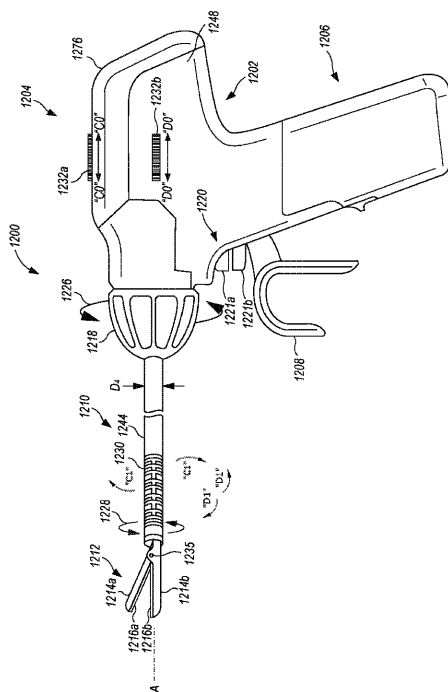


FIG. 54

【図 55】

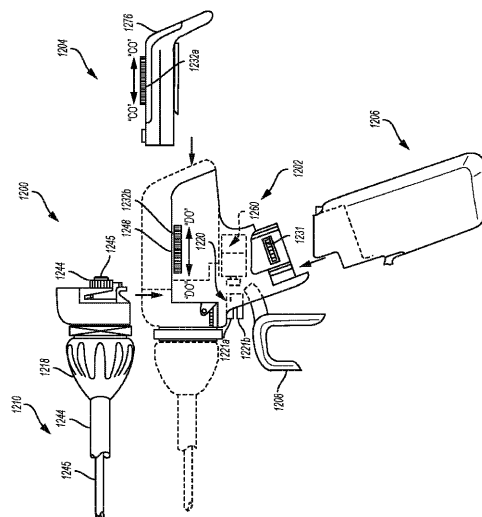
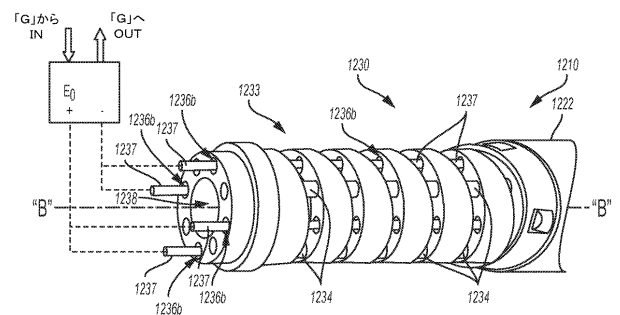
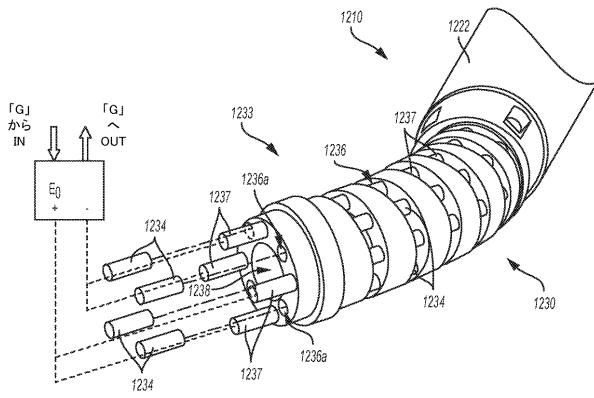


FIG. 55

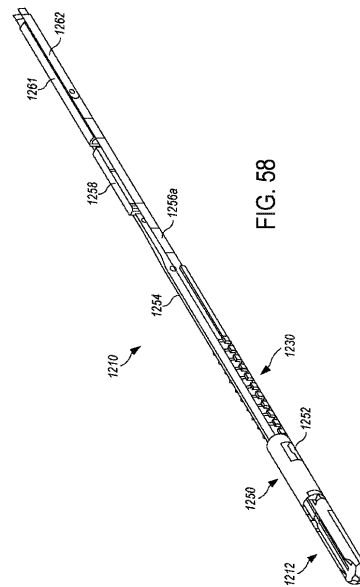
【図 56】



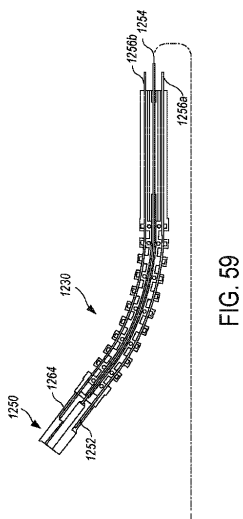
【図 57】



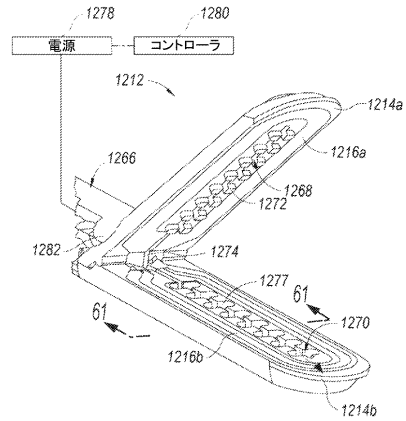
【図 58】



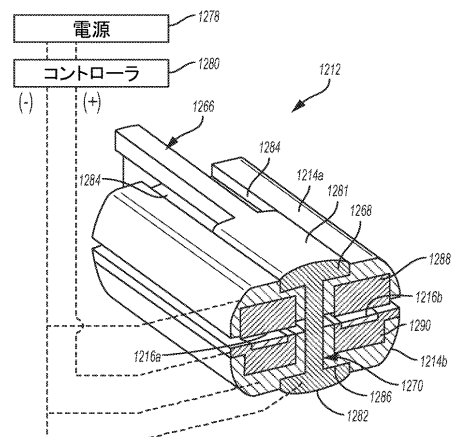
【図 59】



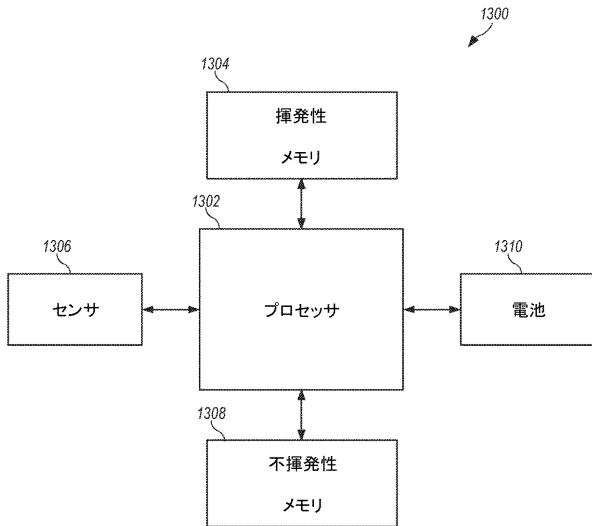
【図 60】



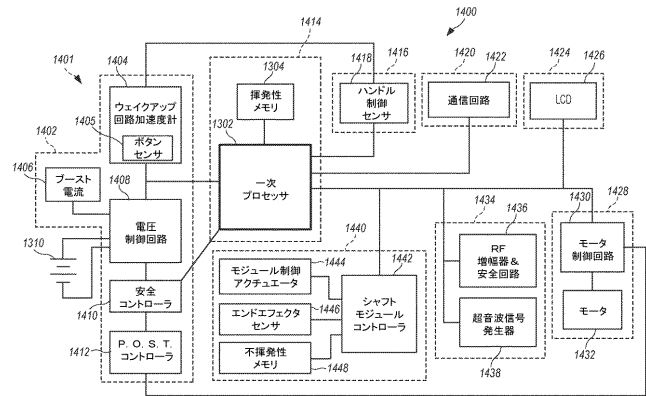
【図 61】



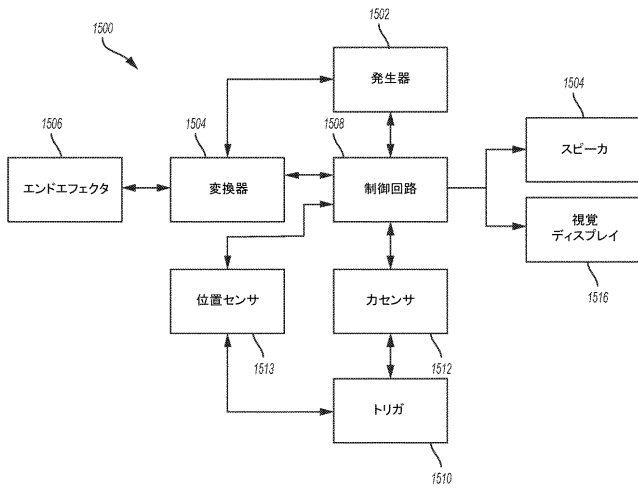
【図 6 2】



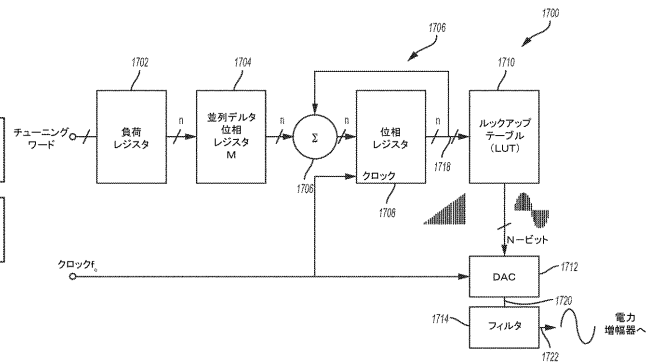
【図 6 3】



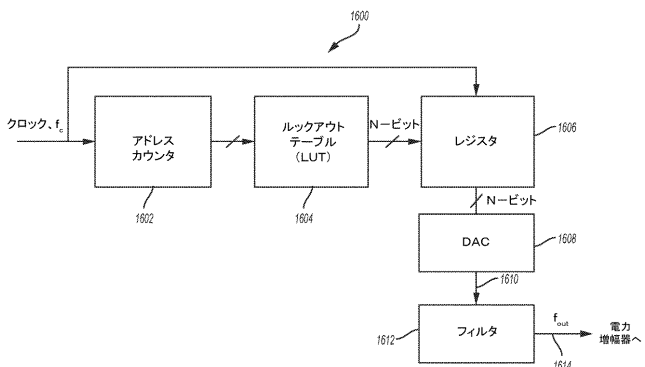
【図 6 4】



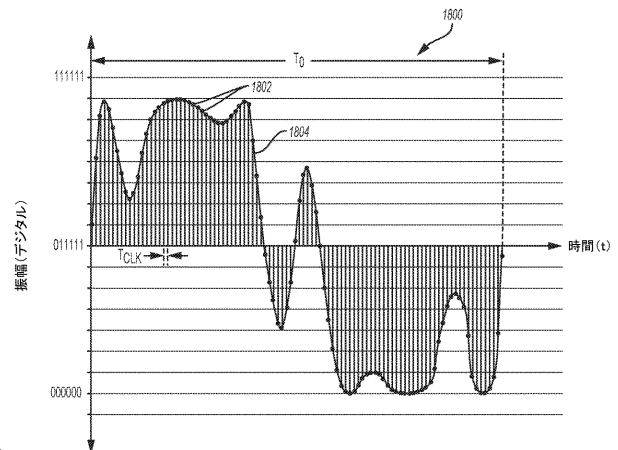
【図 6 6】



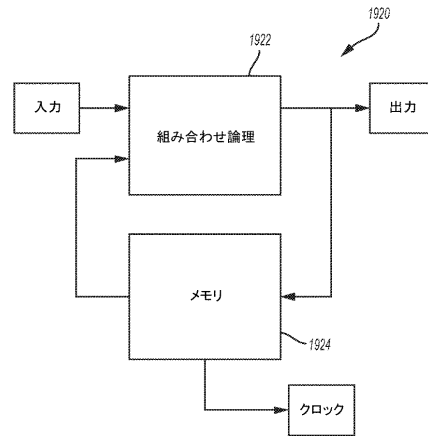
【図 6 5】



【図 6 7】



【 図 6 8 C 】



```

graph LR
    Input[入力] --> Logic[組み合わせ論理]
    Logic --> Output[出力]
    subgraph 1910
        Input
        Logic
        Output
    end

```

【 ㊦ 7 0 】

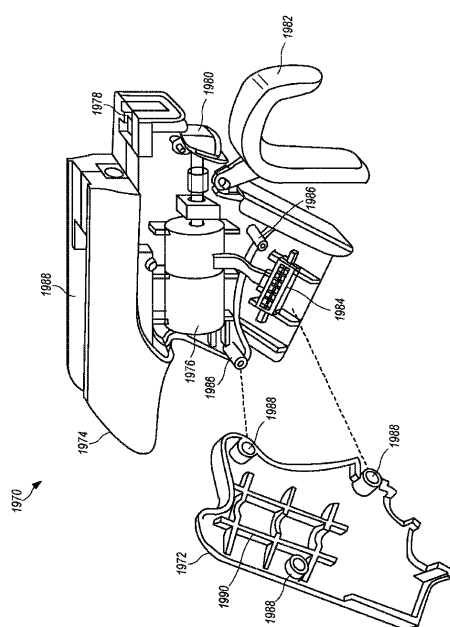


FIG. 70

【図 7 1】

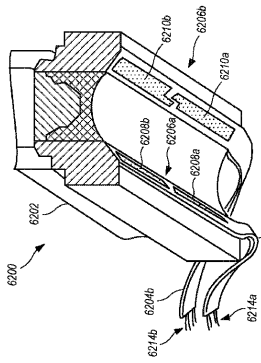


FIG. 71

【図 7 2】

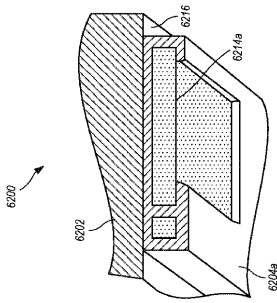


FIG. 72

【図 7 3】

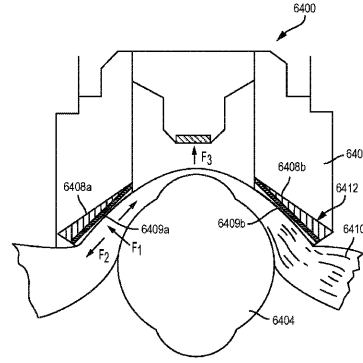


FIG. 73

【図 7 4】

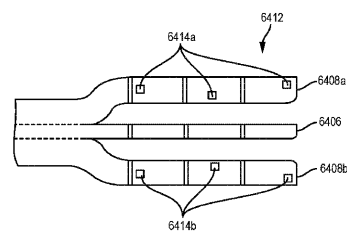


FIG. 74

【図 7 5】

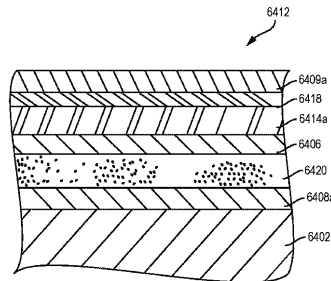


FIG. 75

【図 7 7】

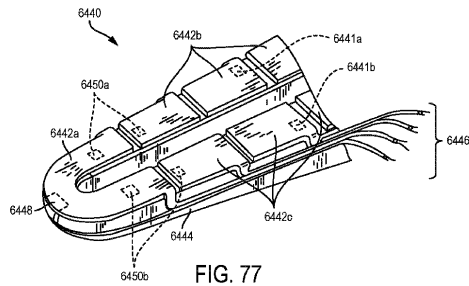


FIG. 77

【図 7 6】

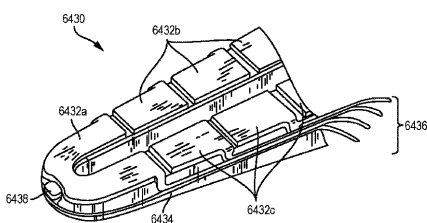


FIG. 76

【図 7 8】

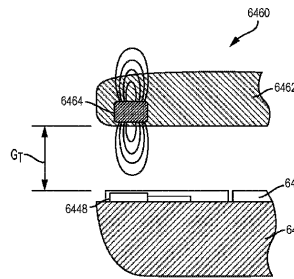


FIG. 78

【図 79】

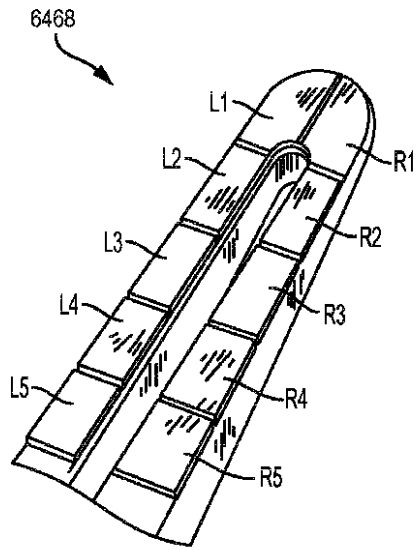


FIG. 79

【図 80】

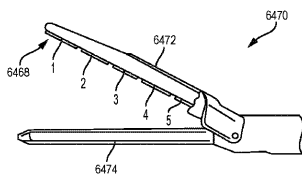
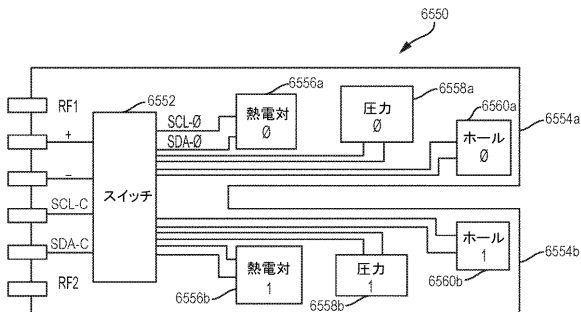
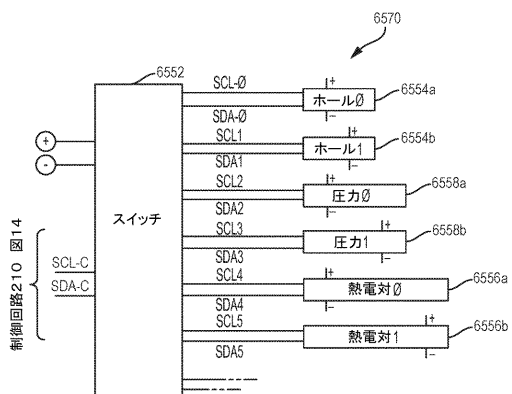


FIG. 80

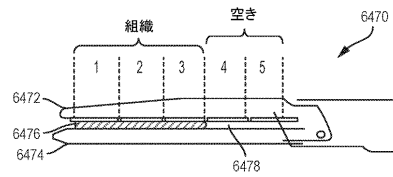
【図 84】



【図 85】



【図 81】



【図 82】

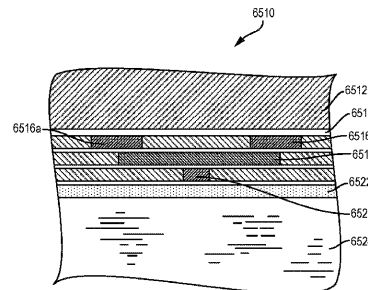


FIG. 82

【図 83】

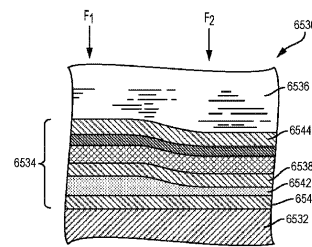


FIG. 83

【図 86】

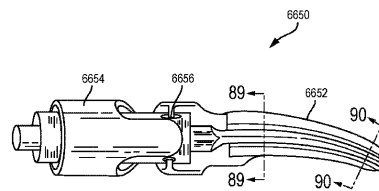


FIG. 86

【図 87】

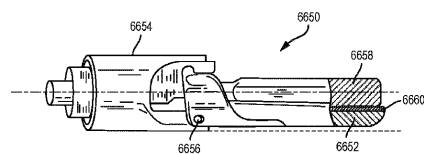


FIG. 87

【図 88】

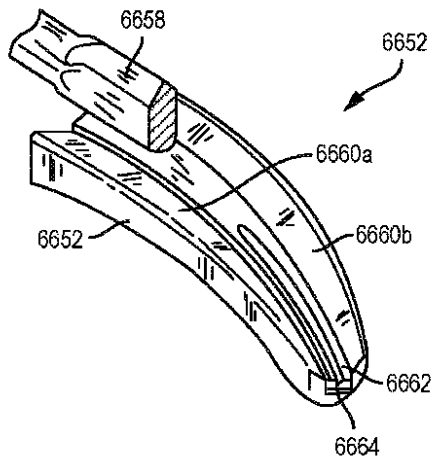


FIG. 88

【図 89】

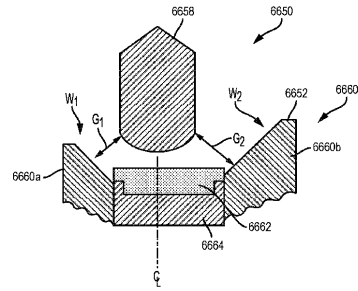


FIG. 89

【図 90】

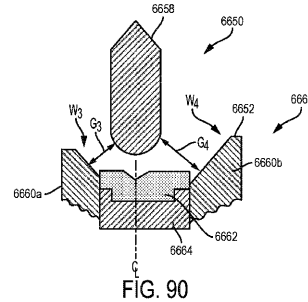


FIG. 90

【図 91】

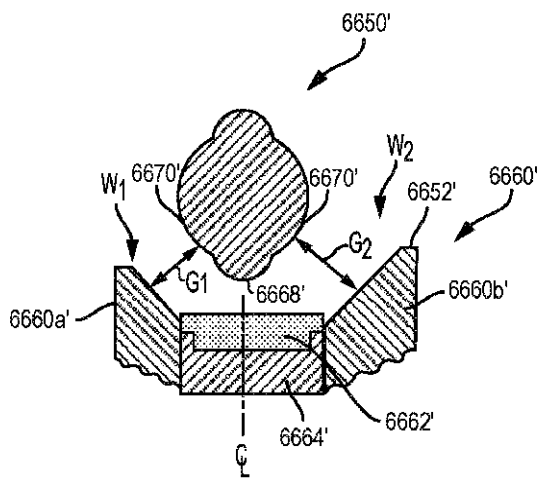


FIG. 91

【図 92】

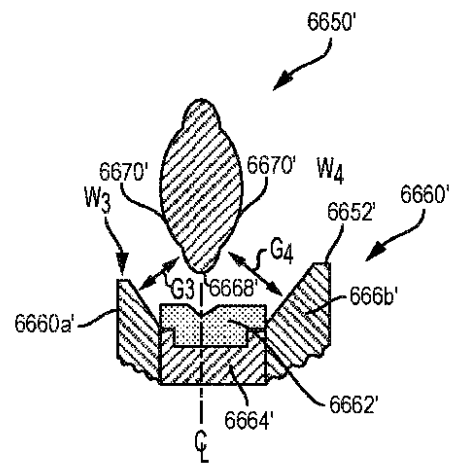


FIG. 92

【図 93】

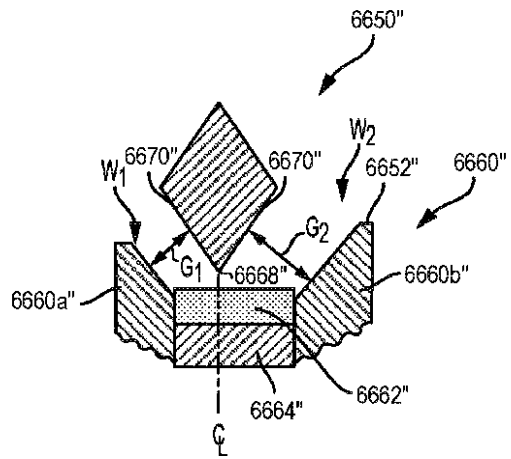


FIG. 93

【図 94】

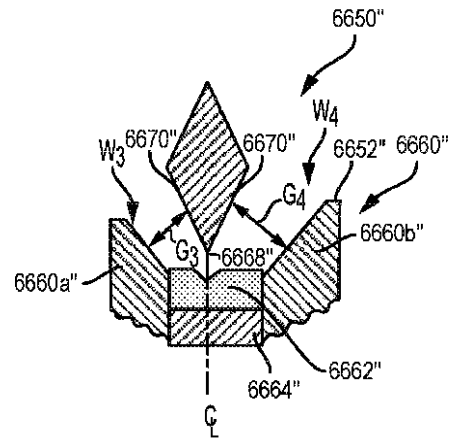
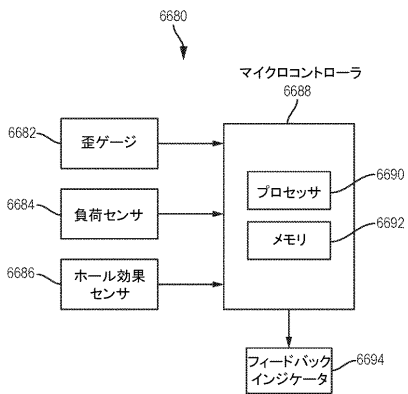


FIG. 94

【図 95】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2017/013305

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B18/12 A61B18/14 A61B17/29 A61B17/32 A61B18/00
ADD. A61B17/00

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 2015/164531 A1 (FALLER CRAIG N [US] ET AL) 18 June 2015 (2015-06-18)	1-4, 7-11, 14-17,20
Y	paragraph [0096] paragraphs [0189] - [0194]; figures 32-33F paragraphs [0207] - [0212]; figures 38-39	5,6,12, 13,18,19
Y	US 2012/203143 A1 (SANAI HIDEO [JP] ET AL) 9 August 2012 (2012-08-09) paragraphs [0054] - [0065] paragraph [0077]; figures 9-10 paragraph [0112]; figure 15	5,6,12, 13,18,19
A	US 2014/094801 A1 (BOUDREAU CHAD P [US] ET AL) 3 April 2014 (2014-04-03) paragraphs [0101] - [0103]; figures 25-29	1-20
	----- -/-	

☒ 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 April 2017

Date of mailing of the international search report

19/04/2017

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

Schnurbusch, Daniel

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2017/013305

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	W0 2015/137139 A1 (OLYMPUS CORP) 17 September 2015 (2015-09-17) see the translated paragraphs in the EP family member & EP 3 117 790 A1 (OLYMPUS CORP [JP]) 18 January 2017 (2017-01-18) paragraphs [0034] - [0044]; figures 1-8 paragraphs [0048] - [0052] paragraphs [0071] - [0083]; figures 17-19 -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2017/013305

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2015164531 A1	18-06-2015	CN 106028980 A EP 3082626 A1 JP 2016540596 A US 2015164531 A1 WO 2015094746 A1	12-10-2016 26-10-2016 28-12-2016 18-06-2015 25-06-2015
US 2012203143 A1	09-08-2012	NONE	
US 2014094801 A1	03-04-2014	CN 104853688 A EP 2900158 A1 JP 2015534484 A US 2014094801 A1 US 2016270843 A1 WO 2014052181 A1	19-08-2015 05-08-2015 03-12-2015 03-04-2014 22-09-2016 03-04-2014
WO 2015137139 A1	17-09-2015	CN 106132329 A EP 3117790 A1 JP 5989275 B2 US 2017000556 A1 WO 2015137139 A1	16-11-2016 18-01-2017 07-09-2016 05-01-2017 17-09-2015

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(74)代理人 100088605

弁理士 加藤 公延

(74)代理人 100130384

弁理士 大島 孝文

(72)発明者 シェルトン・フレデリック・イー・ザ・フォース

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 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

Fターム(参考) 4C160 JJ46 KK03 KK04 KK38

专利名称(译)	模块化电池供电的手术器械，具有弯曲的末端执行器，钳口和刀片之间具有不对称接合		
公开(公告)号	JP2019509775A	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018536887	申请日	2017-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	ETHICON, LLC		
[标]发明人	シエルトンフレデリックイーザフォース メサリーージェフリーディー		
发明人	シエルトン・フレデリック・イーザ・フォース メサリーー・ジェフリー・ディー		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/32		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2017/00039 A61B2017/2945 A61B2017/320078 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00083 A61B2018/00607 A61B2018/00648 A61B2018/00821 A61B2018/00994 A61B2018/1253 A61B2018/126 A61B2018/142 A61B2018/1455 A61B2090/065 A61B2562/0252 A61B2562/0261		
FI分类号	A61B18/14 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/JJ46 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK38		
优先权	62/279635 2016-01-15 US 62/330669 2016-05-02 US 15/382309 2016-12-16 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于手术器械的末端执行器。末端执行器包括超声刀和钳夹构件，该钳夹构件包括不对称电极，该不对称电极包括第一电极和第二电极。第一电极限定第一宽度，第二电极限定第二宽度。第一宽度不等于第二宽度。在第一电极和超声刀之间限定第一间隙，并且在第二电极和超声刀之间限定第二间隙。第一间隙不等于第二间隙。

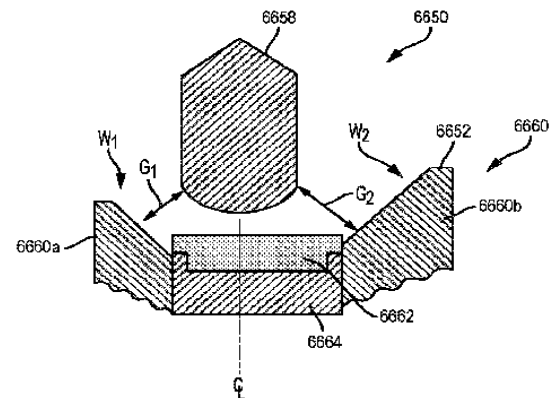


FIG. 89