

(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2016-501072

(P2016-501072A)

(43) 公表日 平成28年1月18日 (2016.1.18)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 104 頁)

(21) 出願番号	特願2015-542781 (P2015-542781)	(71) 出願人	595057890
(86) (22) 出願日	平成25年11月14日 (2013.11.14)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(85) 翻訳文提出日	平成27年7月2日 (2015.7.2)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/070120		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(87) 国際公開番号	W02014/078548	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成26年5月22日 (2014.5.22)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	61/726,890	(74) 代理人	100130384
(32) 優先日	平成24年11月15日 (2012.11.15)		弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	13/843,295		
(32) 優先日	平成25年3月15日 (2013.3.15)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波及び電気外科装置

(57) 【要約】

超音波及び電気外科装置を開示する。開示される各実施形態は、様々な把持要素、超音波ブレードと遠位シールの遠位に位置する内側又は外側管との間の空間への例えば液体及び組織のような外科的物質の進入を防止するように構成された装置、超音波装置の代替的閉鎖機構、超音波トランスデューサの回転を制限するための超音波トランスデューサ回転リミッタ、超音波装置の無制限の連続的な回転を与える超音波トランスデューサ回転システム、RFスポット凝固を与えるために超音波 (RF) 発生装置と電気的に接続された統合型超音波器具、並びにコーティングされた超音波 / RF ブレードを備えた超音波ブレードを含む。

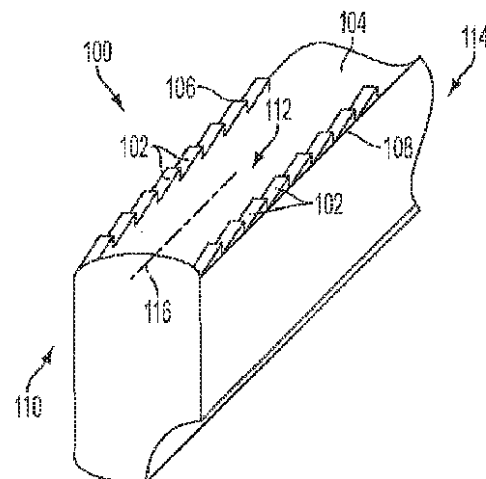


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端が超音波トランスデューサに連結された、導波管と、

管腔を画定する管であって、前記導波管が前記管腔内に配置された、管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、超音波ブレードと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームとを有する、エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに連結された組織蓄積障害機構と、を有し、前記組織蓄積障害機構が前記管腔内に組織が蓄積することを防止するように構成されている、超音波外科用器具。

10

【請求項 2】

前記組織蓄積障害機構が、前記管と前記エンドエフェクタとの間にシールを形成するように構成されたブーツバリアを含む、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記ブーツバリアが前記管に対して封止される、請求項 2 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

前記ブーツが 1 又は 2 以上の保持要素を用いて前記管又はエンドエフェクタにより保持される、請求項 2 に記載の外科用器具。

20

【請求項 5】

前記ブーツバリアが、前記ブーツバリアと前記超音波ブレードとの締め込みによって前記超音波ブレードに対して封止される、請求項 2 に記載の外科用器具。

【請求項 6】

前記ブーツバリアがキャビティを有する、請求項 2 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記キャビティが、前記キャビティからの液体の流出を可能とするように丸みがつけられている、請求項 6 に記載の外科用器具。

【請求項 8】

前記ブーツバリアが前記ブレードとの複数の接点を有する、請求項 2 に記載の外科用器具。

30

【請求項 9】

前記組織蓄積障害機構が、前記管における 1 又は 2 以上の開口部を含む、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 10】

前記開口部が 1 又は 2 以上の窓を含む、請求項 9 に記載の外科用器具。

【請求項 11】

前記開口部が 1 又は 2 以上の穴を含む、請求項 9 に記載の外科用器具。

【請求項 12】

前記管が遠位部分を有し、該遠位部分が半円形の断面を有する、請求項 1 に記載の外科用器具。

40

【請求項 13】

前記管が、前記管の内側に形成された 1 又は 2 以上のリブを有する、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 14】

前記組織蓄積障害機構が、前記ブレードと前記管との間に陽圧の流れを与えるように構成されたポンプを含み、前記陽圧の流れが前記管腔内への組織の進入を防止する、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 15】

前記ポンプが、前記管腔内に配置された最遠位のオーバーモールドされたシールの遠位

50

に配置される、請求項 14 に記載の外科用器具。

【請求項 16】

前記組織蓄積障害機構が前記管腔内に配置された摺動可能な管を含み、前記摺動可能な管が第 1 の位置から第 2 の位置へと摺動可能であり、前記第 1 の位置では前記摺動可能な管は前記ブレードを覆って配置され、前記第 2 の位置では前記ブレードが露出される、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 17】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、少なくとも 1 つの組織保持要素を有する、エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、超音波外科用器具。

【請求項 18】

前記少なくとも 1 つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタに形成された 1 又は 2 以上の凹部 / 溝 / 切欠きを含む、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 19】

前記 1 又は 2 以上の凹部が三角形の歯を含む、請求項 18 に記載の外科用器具。

【請求項 20】

前記 1 又は 2 以上の凹部が穴を含む、請求項 18 に記載の外科用器具。

【請求項 21】

前記 1 又は 2 以上の凹部が水平方向のトレンチを含む、請求項 18 に記載の外科用器具

。

【請求項 22】

前記少なくとも 1 つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタの組織分割クラウンからオフセットしている、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 23】

前記少なくとも 1 つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタからの 1 又は 2 以上の突起を含む、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 24】

前記 1 又は 2 以上の突起が三角形の歯を含む、請求項 23 に記載の外科用器具。

【請求項 25】

前記 1 又は 2 以上の突起がブロックを含む、請求項 23 に記載の外科用器具。

【請求項 26】

前記 1 又は 2 以上の突起が水平方向のこぶを含む、請求項 23 に記載の外科用器具。

【請求項 27】

前記 1 又は 2 以上の突起が円形のこぶを含む、請求項 23 に記載の外科用器具。

【請求項 28】

前記少なくとも 1 つの組織保持要素が、前記ブレードの全長にわたって配置される、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 29】

前記少なくとも 1 つの組織保持要素が、前記ブレードの個別の部分にわたって配置される、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 30】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に動作可能に連結されたエンドエフェクタと、

前記導波管を回転させるように構成された回転シュラウドと、

10

20

30

40

50

前記回転シュラウドと連結されることによって所定の回転を超えた回転ノブの回転を防止する回転止め機構と、を有する、超音波外科用器具。

【請求項 3 1】

前記シュラウドが、
少なくとも 1 つのチャンネルと、

前記少なくとも 1 つのチャンネルの内部に配置された少なくとも 1 つのボスと、を有し、前記少なくとも 1 つのボスが所定の横方向の運動限界を有し、前記少なくとも 1 つのボスが前記所定の横方向の運動限界に達した時点で、前記少なくとも 1 つのボスが前記回転ノブの更なる回転を防止する、請求項 3 0 に記載の外科用器具。

【請求項 3 2】

前記回転止めが、

第 1 の翼状要素及び第 2 の翼状要素を有するゲートを有し、前記第 1 の翼状要素及び第 2 の翼状要素が、ある角度をなして配置され、前記ゲートが前記シュラウド内に配置され、前記ゲートが前記シュラウドの所定角度の回転を可能とする、請求項 3 0 に記載の外科用器具。

【請求項 3 3】

前記回転止めが輪郭形成された突出要素を含む、請求項 3 0 に記載の外科用器具。

【請求項 3 4】

前記輪郭形成された突出要素が触覚的フィードバック要素を含む、請求項 3 3 に記載の外科用器具。

【請求項 3 5】

前記触覚的フィードバック要素が、ゴム、中～高密度ゴム、シリコーン、熱可塑性エラストマー、ステンレス鋼の弾性片、ばね鋼、銅、形状記憶金属、及びこれらの任意の組み合わせからなる群から選択される半柔軟性材料を含む、請求項 3 4 に記載の外科用器具。

【請求項 3 6】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、

前記導波管を覆って配置された管と、を有し、前記管が撓み防止要素を有し、前記撓み防止要素が前記ブレードの撓みを可能とするように構成され、前記ブレードの撓みが、クランプ締め位置にある場合に前記クランプアームによって前記ブレードに加えられる力を打ち消す、超音波外科用器具。

【請求項 3 7】

外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、超音波信号及び電気外科信号を与えるように構成された信号源に前記近位端が連結された、導波管と、

前記導波管に連結されたエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、

シーリングボタンと、を有し、前記シーリングボタンが、前記外科用器具に、前記電気外科信号を前記エンドエフェクタ及び前記クランプアームに第 1 の時間にわたって供給させ、更に、前記シーリングボタンが、前記外科用器具に、前記超音波信号を前記ブレードに第 2 の時間にわたって供給させ、前記第 2 の時間が前記第 1 の時間の後である、外科用器具。

【請求項 3 8】

外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、

10

20

30

40

50

前記導波管を覆って配置された管と、
前記管の外表面に形成されたカム面と、
前記カム面と動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、外科用器具。

【請求項 39】

前記エンドエフェクタによって画定される穴の内部に配置され、前記クランプアームと動作可能に連結された枢動ピンを有し、前記クランプアームが前記枢動ピンを中心として枢動する、請求項 38 に記載の外科用器具。

【請求項 40】

前記枢動ピンが前記導波管の最遠位のノードに配置される、請求項 39 に記載の外科用器具。

【請求項 41】

前記管が作動可能であり、前記クランプアームが、前記管と前記エンドエフェクタとの相対運動によって、前記エンドエフェクタに対してカム動作で開閉される、請求項 38 に記載の外科用器具。

【請求項 42】

外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、ピン穴を画定する、エンドエフェクタと、

前記ピン穴の内部に配置された剛性ピンと、

クランプアームと、

四棒リンク機構と、を有し、

前記四棒リンク機構が前記クランプアーム及び前記剛性ピンに動作可能に連結され、前記四棒リンク機構が前記クランプアームをクランプ締め位置へと動かすように作動可能である、外科用器具。

【請求項 43】

前記四棒リンク機構と連結された外側管を有し、該外側管が前記四棒リンク機構を第 1 の位置から第 2 の位置へと動かす、請求項 42 に記載の外科用器具。

【請求項 44】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、を有し、前記エンドエフェクタの前記遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するように前記エンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

【請求項 45】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が対称的である、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 46】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が非対称的である、請求項 44 に記載の超音波外科用器具

。

【請求項 47】

前記 1 又は 2 以上の露出部分が 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 48】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 49】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

10

20

30

40

50

【請求項 5 0】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、前記クランプアームの前記遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するように前記クランプアームが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

【請求項 5 1】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が対称的である、請求項 5 0 に記載の超音波外科用器具。

10

【請求項 5 2】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が非対称的である、請求項 5 0 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5 3】

前記 1 又は 2 以上の露出部分が 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項 5 0 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5 4】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 5 0 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5 5】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 5 0 に記載の超音波外科用器具。

20

【請求項 5 6】

超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、前記エンドエフェクタ及びクランプアームの前記遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するように、前記クランプアーム及び前記エンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

30

【請求項 5 7】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が対称的である、請求項 5 6 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5 8】

前記 1 又は 2 以上の露出領域が非対称的である、請求項 5 6 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5 9】

前記 1 又は 2 以上の露出部分が 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項 5 6 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 6 0】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 5 6 に記載の超音波外科用器具。

40

【請求項 6 1】

前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 5 6 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 6 2】

超音波外科用器具であって、

超音波外科ブレード及びクランプアームを有する超音波エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードから所定の間隔をおいて設けられた熱シールドと、を有する、超音波外科用器具。

50

【請求項 6 3】

前記熱シールドが前記超音波ブレードを中心として回転可能である、請求項 6 2 に記載の超音波器具。

【請求項 6 4】

ヒートシンクを有する、請求項 6 2 に記載の超音波器具。

【請求項 6 5】

前記熱シールドが複数の開口部を有する、請求項 6 2 に記載の超音波器具。

【請求項 6 6】

前記熱シールドがテーパ状部分を有する、請求項 6 2 に記載の超音波器具。

【請求項 6 7】

統合型高周波（R F）／超音波外科用器具であって、
超音波トランスデューサと、
前記超音波トランスデューサと電氣的に接続されたジャックコネクタと、
前記ジャックコネクタと嵌合可能な摺動式メス嵌合プラグと、
を有し、前記摺動式メス嵌合プラグが複数の位置に摺動可能であることによって、前記超音波トランスデューサを超音波エネルギー源又は R F エネルギー源のいずれかと電氣的に接続する、統合型高周波（R F）／超音波外科用器具。

10

【請求項 6 8】

前記ジャックコネクタが前記超音波トランスデューサとともに回転可能である、請求項 6 7 に記載の統合型高周波（R F）／超音波外科用器具。

20

【請求項 6 9】

前記ジャックコネクタが 4 線ジャックコネクタである、請求項 6 7 に記載の統合型高周波（R F）／超音波外科用器具。

【請求項 7 0】

前記摺動式メス嵌合プラグが第 1 の位置と第 2 の位置との間で摺動可能であり、
前記第 1 の位置では、前記超音波トランスデューサは、前記超音波エネルギー源と電氣的に接続されるとともに前記 R F エネルギー源からは電氣的に隔離され、
前記第 2 の位置では、前記超音波トランスデューサは、前記 R F エネルギー源と電氣的に接続されるとともに前記超音波エネルギー源からは電氣的に隔離される、請求項 6 7 に記載の統合型高周波（R F）／超音波外科用器具。

30

【請求項 7 1】

超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置であって、
少なくとも 1 つの細長い部材と、
前記少なくとも 1 つの細長い部材の遠位端に連結されたリンク機構と、
前記少なくとも 1 つの細長い部材に連結された超音波トランスデューサと、
前記少なくとも 1 つの細長い部材の超音波ノードに配置された枢動軸と、を有する、超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

【請求項 7 2】

前記少なくとも 1 つの細長い部材の近位端に連結された第 2 のリンク機構と、
前記少なくとも 1 つの細長い部材の第 2 の超音波ノードに配置された第 2 の枢動軸と、
を有する、請求項 7 1 に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

40

【請求項 7 3】

前記少なくとも 1 つの細長い部材の上方の第 2 の細長い部材と、
前記少なくとも 1 つの細長い部材と前記第 2 の細長い部材との間に配置された減衰材料と、を有する、請求項 7 1 に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

（関連出願の相互参照）

本出願は、2 0 1 2 年 1 1 月 1 5 日出願の発明の名称が「U L T R A S O N I C A N

50

D E L E C T R O S U R G I C A L D E V I C E S」である、米国仮特許出願第 6 1 / 7 2 6 , 8 9 0 号に基づく利益を主張するものであり、当該出願の全容を本出願に参照によって援用するものである。

【背景技術】

【0002】

本開示は、一般的には超音波及び電気外科装置に関する。より詳細には、本開示は、組織の把持性を高めるための超音波ブレード用の各種のブレード要素、超音波外科装置のブレードの管の遠位部分及びその近くの部分において手術中に生じる組織及び他の体物質の集積及び蓄積を防止するための各種のシール及び液体排出要素、均一な締め付け力をもたらすための超音波エンドエフェクタ用のクランプ閉鎖機構、超音波トランスデューサ及び装置用の回転機構、並びに組織切断及びスポット凝固をもたらすための複合型電気外科及び超音波装置に関する。

10

【0003】

超音波メスなどの超音波外科装置はその固有の性能特性のために外科手術における多くの用途において使用されている。特定の装置の構成及び手術パラメータに応じて、超音波外科装置は組織の切断及び凝固による止血をほぼ同時に行うことが可能であり、患者の外傷を望ましく最小に抑える。超音波外科用装置は、近位に配置された超音波トランスデューサ、並びに組織を切断及び封止するための超音波ブレードを備えた、遠位に取り付けられたエンドエフェクタを有する、超音波トランスデューサと連結された器具を備えている。エンドエフェクタは一般的に、シャフトを介してハンドル及び/又はロボット外科用器具のいずれかと連結されている。ブレードは、シャフトを通して延びる導波管を介してトランスデューサと音響的に連結されている。このような超音波外科用装置は、開放外科手術における使用、ロボット支援手術を含む腹腔鏡又は内視鏡手術用に構成することができる。

20

【0004】

超音波エネルギーは、電気外科手術で用いられるよりも低い温度を使用して組織を切断し、凝固させる。超音波ブレードは高周波（例えば、毎秒 5 5 , 5 0 0 回）で振動し、組織のタンパク質を変性させて粘着性の凝塊を形成する。ブレード表面によって組織に加えられる圧力とクランプ機構との組み合わせによって血管が押し潰され、凝塊が止血シールを形成する。外科医は、エンドエフェクタにより組織に加えられる力によって切断速度及び凝固、力が加えられる時間、及び選択されるエンドエフェクタの偏位レベルを制御することができる。

30

【0005】

また、多くの外科的用途に用いられているものとして電気外科装置がある。電気外科装置は、組織に電気エネルギーを印加することにより組織を処置する。電気外科装置は、1又は2以上の電極を備えるエンドエフェクタが遠位に取り付けられた器具として構成することができる。エンドエフェクタは、組織に電流が導入されるように組織と接触させて配置することができる。電気外科装置はバイポーラ又はモノポーラ動作を行うように構成することができる。バイポーラ動作では、電流はエンドエフェクタの活性電極から組織に導入され、リターン電極から戻される。モノポーラ動作では、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、患者の体の離れた位置に配置されたリターン電極（例えば、接地パッド）から戻される。組織に流れる電流により生成される熱によって組織内及び/又は組織間に止血シールが形成され、例えば、血管を封止するうえで特に有用であり得る。電気外科装置のエンドエフェクタは、組織を切断するために組織及び電極に対して動かすことができる切断部材を更に有する場合もある。

40

【0006】

電気外科装置によって印加された電気エネルギーは、発生装置によって器具に伝達することができる。電気エネルギーは、高周波（R F）エネルギーの形態であってよい。R Fエネルギーは、3 0 0 k H z ~ 1 M H z の周波数範囲内であり得る電気エネルギーの形態である。その動作時には、電気外科装置は組織を通じて低周波 R F エネルギーを伝達する

50

ことができ、これによってイオン攪拌又は摩擦、つまりは抵抗加熱が引き起こされ、組織の温度が上昇する。患部組織と周囲の組織との間に明確な境界が形成されるため、外科医は隣接組織又は重要な構造を傷つけることなく、高い精度及び制御性で手術を行うことができる。RFエネルギーの低い動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は形成しながら同時に血管を封止するのに有用であり得る。RFエネルギーは、主にコラーゲンからなり、熱と接触すると収縮する結合組織に特に効果的に作用し得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサに連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、管腔を画定する管であって、導波管が管腔内に配置された、管と；管に枢動可能に連結されたクランプアームと、管腔内に組織が蓄積することを防止するように構成された組織蓄積障害機構と、を有する。

10

【0008】

超音波外科用器具の別の実施形態では、組織蓄積障害機構は、管とエンドエフェクタとの間にシールを形成するように構成されたブーツバリアを含む。

【0009】

超音波外科用器具の別の実施形態では、ブーツバリアは、1又は2以上の保持要素を用いて管に対して封止される。

20

【0010】

超音波外科用器具の別の実施形態では、ブーツバリアはキャビティを有する。

【0011】

超音波外科用器具の別の実施形態では、キャビティは、キャビティからの液体の流出を可能とするように丸みがつけられる。

【0012】

超音波外科用器具の別の実施形態では、ブーツバリアはブレードとの複数の接点を有する。

【0013】

超音波外科用器具の別の実施形態では、組織蓄積障害機構は、管における1又は2以上の開口部を含む。

30

【0014】

超音波外科用器具の別の実施形態では、開口部は1又は2以上の窓を含む。

【0015】

超音波外科用器具の別の実施形態では、開口部は1又は2以上の穴を含む。

【0016】

超音波外科用器具の別の実施形態では、遠位部分は半球状の断面を有する。

【0017】

超音波外科用器具の別の実施形態では、管は、管の内側に形成された1又は2以上のリブを有する。

40

【0018】

超音波外科用器具の別の実施形態では、組織蓄積障害機構は、ブレードと管との間に陽圧の流れを与えるように構成されたポンプを含み、陽圧の流れが管腔内への組織の進入を防止する。

【0019】

超音波外科用器具の別の実施形態では、ポンプ又はポンプの出口は、管腔内に配置された最遠位のオーバーモールドされたシールの遠位に配置される。

【0020】

超音波外科用器具の別の実施形態では、組織蓄積障害機構は管腔内に配置された摺動可能な管を含み、摺動可能な管が第1の位置から第2の位置へと摺動可能であり、第1の位

50

置では摺動可能な管はブレードを覆って配置され、第2の位置ではブレードは露出される。

【0021】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、少なくとも1つの組織保持要素を有する、エンドエフェクタと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有する。

【0022】

超音波外科用器具の別の実施形態では、少なくとも1つの組織保持要素は、エンドエフェクタに形成された1又は2以上の凹部／溝／切欠きを含む。

10

【0023】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の凹部は三角形の歯を含む。

【0024】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の凹部は穴を含む。

【0025】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の凹部が水平方向のトレンチを含む。

【0026】

超音波外科用器具の別の実施形態では、少なくとも1つの組織保持要素は、エンドエフェクタからの1又は2以上の突起を含む。

20

【0027】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の突起は三角形の歯を含む。

【0028】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の突起はブロックを含む。

【0029】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の突起は水平方向のこぶを含む。

【0030】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1又は2以上の突起は円形のこぶを含む。

【0031】

超音波外科用器具の別の実施形態では、少なくとも1つの組織保持要素は、ブレードの全長にわたって配置される。

30

【0032】

超音波外科用器具の別の実施形態では、少なくとも1つの組織保持要素が、ブレードの個別の部分にわたって配置される。

【0033】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に動作可能に連結されたエンドエフェクタと、導波管を回転させるように構成された回転シュラウドと、回転シュラウドと連結されることによって所定の回転を超えた回転ノブの回転を防止する回転止め機構と、を有する。

40

【0034】

超音波外科用器具の別の実施形態では、シュラウドは、少なくとも1つのチャンネルと、少なくとも1つのチャンネルの内部に配置された少なくとも1つのボスと、を有し、少なくとも1つのボスが所定の横方向の運動限界を有し、少なくとも1つのボスが所定の横方向の運動限界に達した時点で、少なくとも1つのボスが回転ノブの更なる回転を防止する。

【0035】

超音波外科用器具の別の実施形態では、回転止めは、第1の翼状要素及び第2の翼状要素を有するゲートを有し、第1の翼状要素及び第2の翼状要素がある角度をなして配置され、ゲートがシュラウド内に配置され、ゲートがシュラウドの所定角度の回転を可能とする。

50

【 0 0 3 6 】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、導波管を覆って配置された管と、を有し、管が撓み防止要素を有し、撓み防止要素がブレードの撓みを可能とするように構成され、ブレードの撓みが、クランプ締め位置にあるクランプアームによってブレードに加えられる力を打ち消す。

【 0 0 3 7 】

一実施形態では、外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、超音波信号及び電気外科信号を与えるように構成された信号源に近位端が連結された、導波管と、導波管に連結されたエンドエフェクタと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、シーリングボタンと、を有し、シーリングボタンが、外科用器具に、電気外科信号をエンドエフェクタ及び／又はクランプアームに第 1 の時間にわたって供給させ、更に、シーリングボタンが、外科用器具に、超音波信号をブレードに第 2 の時間にわたって供給させ、第 2 の時間は第 1 の時間の後である。

10

【 0 0 3 8 】

外科用器具の別の実施形態では、シーリングボタンは、電気外科信号をエンドエフェクタ及び／又はクランプアームに伝送する前に、外科用器具に超音波信号をエンドエフェクタに供給させる。

20

【 0 0 3 9 】

外科用器具の別の実施形態では、シーリングボタンは、外科用器具に超音波信号のみをエンドエフェクタに供給させることにより、組織の止血的切断を行う。別のスポット凝固用ボタンがハンドルに設けられる。スポット凝固用ボタンが押されると、電気外科信号がエンドエフェクタ又はクランプアーム又はその両方に供給され、組織のスポット凝固が行われる。

【 0 0 4 0 】

外科用器具の別の実施形態では、電気外科信号はモノポーラ R F 信号である。

【 0 0 4 1 】

外科用器具の別の実施形態では、電気外科信号はバイポーラ R F 信号である。

30

【 0 0 4 2 】

一実施形態では、外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、導波管を覆って配置された管と、管の外表面上又は外表面内に形成されたカム面と、カム面と動作可能に連結されたクランプアームと、を有する。

【 0 0 4 3 】

外科用器具の別の実施形態では、エンドエフェクタによって画定される穴の内部に枢動ピンが配置され、この枢動ピンはクランプアームと動作可能に連結され、クランプアームはこの枢動ピンを中心として枢動する。

【 0 0 4 4 】

外科用器具の別の実施形態では、枢動ピンは、導波管の最遠位のノードに配置される。

40

【 0 0 4 5 】

外科用器具の別の実施形態では、管は作動可能であり、クランプアームは、管とエンドエフェクタとの相対運動によって、エンドエフェクタに対してカム動作で開閉される。

【 0 0 4 6 】

一実施形態では、外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、ピン穴を画定する、エンドエフェクタと、ピン穴の内部に配置された剛性ピンと；外側管に動作可能に連結されたクランプアームと、四棒リンク機構と、を有し、四棒リンク機構はクランプアーム及び剛性ピンに動作可能に連結され、四棒リンク機構はクランプアームをクランプ締め位置へと動かすように作動可能である。

50

【 0 0 4 7 】

外科用器具の別の実施形態では、外側管が四棒リンク機構と連結され、この外側管が四棒リンク機構を第 1 の位置から第 2 の位置へと動かす。

【 0 0 4 8 】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、を有し、エンドエフェクタの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するようにエンドエフェクタは熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされる。

【 0 0 4 9 】

超音波外科用器具エンドエフェクタの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は対称的である。

10

【 0 0 5 0 】

超音波外科用器具エンドエフェクタの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は非対称的である。

【 0 0 5 1 】

超音波外科用器具エンドエフェクタの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出部分は 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている。

【 0 0 5 2 】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、クランプアームの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するようにクランプアームが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされる。

20

【 0 0 5 3 】

超音波外科用器具クランプアームの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は対称的である。

【 0 0 5 4 】

超音波外科用器具クランプアームの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は非対称的である。

【 0 0 5 5 】

超音波外科用器具クランプアームの別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出部分は 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている。

30

【 0 0 5 6 】

一実施形態では、超音波外科用器具は、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサと連結された、導波管と、導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、エンドエフェクタ及びクランプアームの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するようにクランプアーム及びエンドエフェクタは熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている。

【 0 0 5 7 】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は対称的である。

40

【 0 0 5 8 】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出領域は非対称的である。

【 0 0 5 9 】

超音波外科用器具の別の実施形態では、1 又は 2 以上の露出部分は 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている。

【 0 0 6 0 】

上記は概要であり、したがって細部の単純化、一般化、包含及び / 又は省略を含み得る。したがって当業者であれば上記の概要はあくまで説明を目的としたものであって、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点は認識されるであろう。本明細書に

50

述べられる装置及び／又はプロセス及び／又は他の主題の他の態様、特徴、及び利点は、本明細書に記載される教示において明らかとなる。

【 0 0 6 1 】

上記の概要はあくまで説明を目的としたものであって、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。上記に述べた説明的な態様、実施形態、及び特徴以外にも、更なる態様、実施形態、及び特徴が、図面及び以下の詳細な説明を参照することによって明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 2 】

本明細書に述べられる各実施形態の新規な特徴は、添付の特許請求の範囲において詳細に記載される。しかしながら、各実施形態は、その構成及び操作方法の両方に関し、以下の説明文を下記の添付図面と併せて参照することによってより深い理解が得られるであろう。

【図 1】歯状把持要素がブレードの把持表面に形成された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 2】歯状把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示したものであり、歯は、ブレードの把持部分に機械加工されている。

【図 3】歯状把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示したものであり、歯は、ブレードの把持部分から突出している。

【図 4】突出したブロック状把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 5】一実施形態に基づく、図 4 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 6】突出したこぶ状又はスパイク状の把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 7 A】一実施形態に基づく、図 6 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 7 B】一実施形態に基づくこぶ状突起を示す。

【図 7 C】一実施形態に基づくスパイク状突起を示す。

【図 8】キャビティ状把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 9 A】一実施形態に基づく、円筒キャビティ状把持要素がブレードの把持部分に部分的に形成された図 8 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 9 B】一実施形態に基づく、円筒キャビティ状把持要素がブレードの把持部分を貫通して形成された図 8 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 9 C】一実施形態に基づく、円錐キャビティ状把持要素がブレードの把持部分に部分的に形成された図 8 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 10】横断隆起状把持要素がブレードの把持部分に形成された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 11】一実施形態に基づく、図 10 に示される超音波ブレードの側面図である。

【図 12】可動ジョー部材と、ブレードの把持表面上に歯状把持要素の形の突起が形成された超音波ブレードと、を有する、医療用鉗子として構成されたエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の側面図である。

【図 13】図 12 に示される医療用鉗子の一実施形態の平面図であり、可動ジョー部材の下に位置する超音波ブレードを示すために可動ジョー部材は破線で示されている。

【図 14】ブレードの把持表面に三角溝が形成された、歯状把持要素を有する超音波ブレードの一実施形態を示す側面図である。

【図 15】一実施形態に基づく、図 14 に示される超音波ブレードの平面図である。

【図 16】繰り返しの半円形溝を有する水平方向のトレンチを含む歯状把持要素がブレードの把持表面に形成された超音波ブレードを示す側面図である。

【図 17】一実施形態に基づく、図 16 に示される超音波ブレードの平面図である。

【図 18】キャビティを含む把持要素がブレードの把持表面に形成された超音波ブレード

10

20

30

40

50

の一実施形態を示す平面図である。

【図 19】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタの一実施形態を示したものであり、可撓性シールがブレードの近位部分及び管の遠位部分を覆って配置されることでブレードを管の外径に対して封止している。

【図 20】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタの一実施形態を示したものであり、可撓性シールがブレードの近位部分を覆い、かつ管の遠位部分の内部に配置されることでブレードを管の内径に対して封止している。

【図 21】超音波ブレードの長さ方向の一部分を隠すスロット付き内側管の一実施形態を示したものであり、スロットが、ブレードと内側管との間の空間内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体排出口を備えている。

10

【図 22】超音波ブレードの長さ方向の一部分を隠す穿孔された内側管の一実施形態を示したものであり、穿孔が、ブレードと内側管との間の空間内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体排出口を備えている。

【図 23】超音波ブレードの長さ方向の一部分を隠す、液体案内リブが形成されるとともに穿孔された内側管の一実施形態を示したものであり、液体案内リブ及び穿孔が、ブレードと内側管との間の空間内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体排出口を備えている。

【図 24】収束ダクトを有する、液体案内リブが形成されるとともに穿孔された内側管の一実施形態を示す。

【図 25】超音波ブレードの一部と外側管との間の空間を封止するための輪郭形成シールの一実施形態を示したものであり、可撓性シールが 2 個の接点を有し、外科的物質を回収するためのキャビティを画定している。

20

【図 26】外科的物質を遠位内側管の領域から押し出すポンプとして機能する可撓性膜からなる輪郭形成シールを有するハイブリッドシステムの一実施形態を示す。

【図 27】超音波ブレードの一部と管との間の空間を封止するためのシールの一実施形態を示したものであり、可撓性シールは、複数の接点及び低干渉の接点を備えている。

【図 28】一実施形態に基づく、組織の進入を防止するために超音波ブレードの外表面に形成されたエッチング領域を示す。

【図 29】可動ジョー部材及び管の内部に部分的に後退した摺動可能な超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示す。

【図 30】内側管と外側管との間の排水を可能とする機械加工された窓が形成された内側管の一実施形態を示す。

30

【図 31】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示したものであり、可動ジョー部材は、外科的物質を一方にそらせる組織係止要素を有するパッドを有しており、組織係止部は内側管の開口部を覆うように可動ジョー部材に一致した輪郭に形成されている。

【図 32】遠位ノードの遠位に位置するポンプ又はポンプ出口を用いて、外側管と超音波ブレードの遠位端との間の液体の流れに陽圧をかけるための陽圧流体流システムの一実施形態を示す。

【図 33】一実施形態に基づく、超音波ブレードを遠位ノードにおいて管に対して封止するための可撓性シールの一実施形態を有する超音波ブレードを備えたエンドエフェクタアセンブリの一部を示す。

40

【図 34】可動ジョー部材の縁部の遠位に位置し、管に固定されることによって組織の挟み込みを防止する可撓性シールを含む、可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示す。

【図 35】内側管の内部に配置されたシール及び内側管の内部に配置された超音波ブレードの一実施形態を示す。

【図 36】最後のシールの遠位に位置するテーパ状内側管部分を有する超音波ブレードのシール機構の一実施形態を示したものであり、内側管が遠位端においてより小さい直径にまで細くネックダウンしており、外科的物質の進入空間が小さくなっている。

【図 37】超音波ブレードが組立て時に貫通する、内側管を覆って配置されたオーバーモ

50

ールドされた可撓性シールの一実施形態を示す。

【図 3 8】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示したものであり、可動ジョー部材は、外科的物質を一方にそらせるための偏向パッドを有している。

【図 3 9】一実施形態に基づく、図 3 8 に示される偏向パッドの正面図である。

【図 4 0】超音波ブレードのシールシステムの一実施形態を示す。

【図 4 1】輪郭形成内側管、又は内側管に取り付けられることにより液体の曲がりくねった経路をもたらし構成要素の一実施形態を示す。

【図 4 2】管アセンブリの遠位開口部を閉鎖するように機能し、ピンの周囲に延びるアームを介してブレード内のノード位置に取り付けられた、柔軟なアームを有する成形要素の一実施形態を示す。

10

【図 4 3】内側管の内部に接着されたオーバーモールドされたシリコンバンパの一実施形態を示す。

【図 4 4】図 4 3 のオーバーモールドされたバンパを形成するために一对のマンドレルを両端から内側管に挿入する方法の一実施形態を示す。

【図 4 5】図 4 3 のオーバーモールドされたバンパを形成するために一对のマンドレルを両端から内側管に挿入する方法の一実施形態を示す。

【図 4 6】図 4 3 のオーバーモールドされたバンパを形成するために一对のマンドレルを両端から内側管に挿入する方法の一実施形態を示す。

【図 4 7】図 4 3 のオーバーモールドされたバンパを形成するために一对のマンドレルを両端から内側管に挿入する方法の一実施形態を示す。

20

【図 4 8】超音波ブレードに対して封止していない内側管に取り付けられたオーバーモールドされた材料の一実施形態を示す。

【図 4 9】空気が内側管の長さを圧送される陽圧流体圧力システムの一実施形態を示す。

【図 5 0】超音波ブレードとの干渉が最小となるようにシリコンシールが取り付けられた内側管の一実施形態を示す。

【図 5 1】超音波ブレードを管に対して封止するためのシールシステムの一実施形態を示す。

【図 5 2】超音波ブレードが組立て時に貫通する、内側管を覆って配置されたオーバーモールドされた可撓性シールの一実施形態を示す。

30

【図 5 3】遠位シールの遠位において超音波ブレードに取り付けられたオーバーモールドされた可撓性シールの一実施形態を示す。

【図 5 4】遠位シールの遠位において超音波ブレードに取り付けられたオーバーモールドされた可撓性シールの一実施形態を示す。

【図 5 5】遠位シールの遠位において超音波ブレードを封止するための複数のドーナツ状シールを有するシーリングシステムの一実施形態を示す。

【図 5 6】開位置にある可動ジョー部材、超音波ブレード、及びワイパーシールを含む摺動可能な内側管を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示す。

【図 5 7】閉位置にある可動ジョー部材を有する医療用鉗子を構成する、図 5 6 に示されるエンドエフェクタの一実施形態を示す。

40

【図 5 8】開位置が破線で示され、閉位置が実線で示された可動ジョー部材、超音波ブレード、摺動可能な外側管、及び固定内側管を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示したものであり、可撓性シールがブレードに被せて配置されている。

【図 5 9】開位置にある可動ジョー部材、超音波ブレード、摺動可能な外側管、及び固定内側管を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示したものであり、可撓性シールが内側管にオーバーモールドされている。

【図 6 0】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の斜視図であり、可動ジョー部材は遠位ノードに回転可能

50

に取り付けられている。

【図 6 1】可動ジョー部材が開位置にある、図 6 0 に示されるエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の側面図であり、ブレードと外側管とが相対運動する際に可動ジョー部材を回転させる外側管カム溝を示すために透明なものとして示されている。

【図 6 2】可動ジョー部材の枢動軸を示す、図 6 0 に示されるエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示す。

【図 6 3】閉位置にある可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の側面図であり、エンドエフェクタアセンブリは、外側管とブレードとの相対運動を利用して可動ジョー部材を開閉するリンク機構を有している。

10

【図 6 4】一実施形態に基づく、可動ジョー部材が開位置にある図 6 3 に示されるエンドエフェクタアセンブリの側面図である。

【図 6 5】一実施形態に基づく、可動ジョー部材が開位置にある図 6 3 に示されるエンドエフェクタアセンブリの底面図である。

【図 6 6】一実施形態に基づく、可動ジョー部材が開位置にある図 6 3 に示されるエンドエフェクタアセンブリの斜視図である。

【図 6 7】一実施形態に基づく、可動ジョー部材が開位置にある図 6 3 に示されるエンドエフェクタアセンブリの斜視図である。

【図 6 8】可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の斜視図であり、可動ジョー部材は開位置において示されており、外側管がブレードに対して直動されることによって可動ジョー部材が開閉される。

20

【図 6 9】一実施形態に基づく、外側管を外した内側管の斜視図であり、内側管は図 6 8 に示されるエンドエフェクタアセンブリと動作可能に連結されている。

【図 7 0】一実施形態に基づく、図 6 9 に示される内側管の切欠き部の斜視図である。

【図 7 1】閉位置にある可動ジョー部材、超音波ブレード、及びブレードの撓みを防止するように構成されたシャフトアセンブリを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリの一実施形態を示す。

【図 7 2】トランスデューサの回転を可能とする外側ねじ山を組み込む改良フランジを有する超音波トランスデューサの一実施形態を示す。

30

【図 7 3】シュラウド、及びシュラウドの 1 / 2 に嵌められたゲートを有する超音波トランスデューサ回転システムの一実施形態の断面図である。

【図 7 4】A ~ C は、一実施形態に基づく、回転ノブとゲートとの相互作用の力学を示す。A は、一実施形態に基づく、左付勢位置にあるゲートを示したものであり、これにより、回転ノブ上の輪郭形成された突出要素がゲートの右翼状要素と接触することによってゲートの左翼状要素がシュラウドに対して静的に反応することにより運動を妨げるまで回転ノブを時計回りに約 6 9 0 ° 回転させることができる。B は、一実施形態に基づく、ゲートの右翼状要素を右付勢位置に突き動かすまで 3 6 0 ° 逆方向に回転された回転ノブを示す。C は、一実施形態に基づく、ゲートの右翼状要素を右付勢位置に突き動かした後の回転ノブを示す。

40

【図 7 5】シュラウド、及びシュラウドの 1 / 2 の点に嵌め付けられたゲートを有する超音波トランスデューサ回転システムの一実施形態の断面図であり、回転システムは触覚的フィードバック要素を有している。

【図 7 6】A ~ C は、一実施形態に基づく、ゲートと回転ノブとの相互作用の力学を示したものであり、回転ノブは触覚的フィードバック要素を有している。A は、一実施形態に基づく、左付勢位置にあるゲートを示したものであり、これにより、回転ノブ上の輪郭形成された突出要素がゲートの右翼状要素と接触することによってゲートの左翼状要素がシュラウドに対して静的に反応することにより運動を妨げるまで触覚的フィードバック要素を有する回転ノブを時計回りに約 6 9 0 ° 回転させることができる。B は、一実施形態に基づく、ゲートと回転ノブとの相互作用の力学を示したものであり、回転ノブは触覚的フ

50

ィードバック要素を有している。一実施形態に基づく、ゲートの右翼状要素を右付勢位置に突き動かすまで360°逆方向に回転された触覚的フィードバック要素を有する回転ノブを示す。Cは、一実施形態に基づく、ゲートと回転ノブとの相互作用の力学を示したものであり、回転ノブは触覚的フィードバック要素を有している。一実施形態に基づく、ゲートの右翼状要素を右付勢位置に突き動かした後の触覚的フィードバック要素を有する回転ノブを示す。

【図77】超音波ブレード/ホーンが、装置と連結された超音波発生器の正のリード線に電氣的に接続されることによりRFスポット凝固をもたらすように電氣的に接続された統合型RF/超音波器具の一実施形態を示す。クランプアーム及び管がリターン経路に接続されている。

10

【図78】発生装置と電氣的に接続された摺動式メス嵌合プラグと嵌合された4線ジャックコネクタを有する統合型RF/超音波器具の一実施形態を示す。

【図79】超音波トランスデューサと連結された摺動式メス嵌合プラグと嵌合された4線ジャックコネクタの詳細図であり、位置1はトランスデューサに超音波信号を与え、位置2は装置に電気外科信号を与える。

【図80】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域において断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングした超音波ブレードの異なる実施形態を示す。

【図81】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域において断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングした超音波ブレードの異なる実施形態を示す。

20

【図82】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域において断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングした超音波ブレードの異なる実施形態を示す。

【図83】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域において断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングした超音波ブレードの異なる実施形態を示す。

【図84】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

30

【図85】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

【図86】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

40

【図87】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、ク

50

ンブアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

【図 8 8】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

【図 8 9】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

10

【図 9 0】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

【図 9 1】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

20

【図 9 2】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

30

【図 9 3】ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードの実施形態を示したものであり、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

【図 9 4】非対称的な露出表面を有する 2 つの超音波ブレードの実施形態を示したものであり、各ブレードは、ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングされており、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが考えられる。

40

【図 9 5】非対称的な露出表面を有する 2 つの超音波ブレードの実施形態を示したものであり、各ブレードは、ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングされており、ブレードの明るい影付き領域はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。この構成は、ブレード、クランプアーム、又はその両方に使用可能なことが

50

考えられる。

【図 9 6】金属製熱シールドを有する超音波エンドエフェクタの一実施形態の斜視図である。

【図 9 7】後退可能な金属製熱シールドを有する超音波エンドエフェクタの別の実施形態の斜視図である。

【図 9 8】断面図で示された熱シールドを有する超音波エンドエフェクタの別の実施形態の側面図である。

【図 9 9】一実施形態に基づく、図 9 8 に示される超音波エンドエフェクタの正面図である。

【図 1 0 0】閉位置で示される可動ジョー部材及び超音波ブレードの下に配置された二目的的回転式熱シールドを有するクランプアームの一実施形態を示す。

【図 1 0 1】開位置で示された可動ジョー部材、及び可動ジョー部材とブレードとの間に位置するように回転させられた二目的的回転式熱シールドの一実施形態を示す。

【図 1 0 2】第 1 の位置に回転された二目的的回転式熱シールドの一実施形態の端面図を示す。

【図 1 0 3】第 2 の位置に回転された二目的的回転式熱シールドの一実施形態の端面図を示す。

【図 1 0 4】シールドのテーパ状部分を示す熱シールドの一実施形態の平面断面図である。

【図 1 0 5】従来のロンジュール外科用器具を示す。

【図 1 0 6】超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置の一実施形態を示す。

【図 1 0 7】外科用器具と超音波発生装置とを含む外科用システムの一実施形態を示す。

【図 1 0 8】図 1 0 7 に示される外科用器具の一実施形態を示す。

【図 1 0 9】超音波エンドエフェクタの一実施形態を示す。

【図 1 1 0】超音波エンドエフェクタの別の実施形態を示す。

【図 1 1 1】図 1 0 7 に示される外科用器具の一実施形態の分解図を示す。

【図 1 1 2】A 及び B は、組み込まれるトランスデューサ用の無制限回転接続機構の一実施形態を示す。

【図 1 1 3】A ~ C は、組み込まれるトランスデューサ用の無制限回転接続機構の一実施形態を示す。

【図 1 1 4】A 及び B は、統合型 R F / 超音波外科用エンドエフェクタの一実施形態を示す。

【図 1 1 5】A ~ I は、図 1 1 4 A 及び 1 1 4 B の統合型 R F / 超音波外科用エンドエフェクタの異なる電極配置を示す。

【図 1 1 6 A】空気冷却される外科用器具の一実施形態を示す。

【図 1 1 6 B】ボルテックス管の一実施形態を示す。

【図 1 1 7】2 極双投スイッチを有する統合型 R F / 超音波外科用器具の一実施形態を示す。

【図 1 1 8】2 極双投スイッチの一実施形態を示す。

【図 1 1 9】A ~ E は、複合型 R F / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態を示す。

【図 1 2 0】A ~ C は、バイポーラ複合型 R F / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態を示す。

【図 1 2 1】A ~ C は、モノポーラ複合型 R F / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0 0 6 3】

超音波及び電気外科装置の異なる実施形態を詳細に説明するに先立って、本明細書に開示される異なる実施形態は、それらの用途又は使用において、添付図面及び説明文に示される構成の細部及び部品の配置に限定されない点に留意されたい。むしろ、開示される実施形態は、他の実施形態、その変形例及び改変例に配置又は組み込むことが可能であり、

10

20

30

40

50

様々な態様で実施又は実行することが可能である。したがって、本明細書に開示される超音波及び電気外科装置の各実施形態は、本質的に例示的なものであり、その範囲又は用途を限定しようとするものではない。更に、特に断らないかぎり、本明細書で用いられる用語及び表現は、読者の便宜のため、実施形態を説明する目的で選択されたものであって、これらの範囲を制限しようとするものではない。更に、開示される実施形態、実施形態の表現、及び／又はそれらの実施例は、他の実施形態、実施形態の表現、及び／又はそれらの実施形態の任意の１又は２以上と制限なく組み合わせることができる点は理解されるべきである。

【００６４】

以下の説明文中、同様の参照符合は、複数の図面を通じて同様の、又は対応する部品を示す。更に、以下の説明文中における「前」、「後」、「内部」、「外部」、「上」、「下」といった用語は、便宜上の語として理解すべきであり、限定的な用語として解釈すべきではない。本明細書において用いられる用語は、本明細書に述べられる装置、又はその部分が他の向きで取り付けられるか又は用いられ得る限りにおいて、限定的なものではない。以下に図面を参照して異なる実施形態をより詳細に説明する。

10

【００６５】

異なる実施形態において、本開示は、異なる把持要素を有する超音波ブレードの異なる実施形態に関する。従来の超音波ブレードは、把持要素を有していない。このような把持要素は、更なるグリップ性を与え、把持動作及び処置時の組織ミルキングを防止するうえで超音波ブレードのグリップ表面上に配置されることが望ましく、これにより場合によっては止血性が高められる。組織ミルキングは、処置が行われる際に外科装置のジョーから組織切片が滑り出る、又はこぼれ出る際に生じる。本開示は、より高い把持力を与えるだけでなく組織ミルキングを防止する、様々なブレードの改変要素を提供するものである。

20

【００６６】

異なる実施形態において、本開示は、超音波ブレードと遠位シールの遠位側の内側又は外側管との間の空間への、例えば、体液及び組織などの外科的物質の進入を防止するように構成された装置の異なる実施形態に関する。実施形態の２つの主なカテゴリーについて説明する。第１に、ブレード／管サブアセンブリに取り付けられた圧力又はエネルギー源が、ブレードと内側管との間の空間への体液又は組織の進入を防止するというものである。第２に、ブレード又は内側管に取り付けられた可撓性膜が体液又は組織の進入を防止するというものである。

30

【００６７】

異なる実施形態において、本開示は、超音波装置の代替的な閉鎖機構の異なる実施形態にも関する。本開示の超音波装置は、チューブインチューブ（ＴｉｎＴ）閉鎖機構を用いることによって、本明細書において可動ジョー部材と称するクランプアームが、超音波ブレードの作用長さに対して閉鎖することを可能とする。超音波装置の代替的な閉鎖機構の本開示の実施形態は、いくつかの利点を与えることができる。例えば、外側管に対して内側管を作動させる牽引力に差が生じ得ることから、装置の締め付け力に変化が生じ得る。更に、外側管上でのクランプアームの枢動位置により、鋭角の閉鎖が生じ、不均一な閉鎖プロファイルとなる。更に、本装置の機構は、従来、管アセンブリの近位端の近くに位置する絶縁ピンの位置において積層要素が内側管と外側管とを連結しているために、構成要素の変更による影響を受け得る。

40

【００６８】

異なる実施形態において、本開示は、シャフト及び超音波トランスデューサの回転を制限するシャフトアセンブリ／トランスデューサ回転リミッタの異なる実施形態にも関する。

【００６９】

異なる実施形態において、本開示は、超音波装置の制限されない連続的な回転を与えるシャフト／超音波トランスデューサ回転システムの異なる実施形態にも関する。異なる実施形態において、硬質係止部に当たる前に触覚的フィードバックが使用者に与えられ得る

50

。

【 0 0 7 0 】

異なる実施形態において、本開示は、超音波 / R F 発生装置による組織の前超音波処置又は後超音波処置用の R F スポット凝固エネルギーを与えるために電氣的に接続された統合型 R F / 超音波器具の異なる実施形態にも関する。統合型超音波器具は、広汎性出血（毛細管出血、切開部位浸出）の拾い塗又は連結圧の必要のない組織の前処理を可能とし、更に、摩擦に基づく組織効果が有効となるようにブレードと組織とを連結するうえで超音波器具に必要とされる連結圧を向上させる。統合型超音波器具は、（ 1 ）緩く支持された（すなわち、クランプ締めされていない）組織において止血効果を生じるのに十分な圧力を加える際の困難性、又は（ 2 ）多くの場合、広汎性出血を悪化させる過度の組織破壊を生じる連結圧を低減させる。一実施形態では、4 線ジャックコネクタをスライド式メス嵌合プラグと嵌合することによって、R F エネルギーと超音波エネルギーとの間で切換えを行う際に超音波トランスデューサから二次 R F 発生装置を電氣的に絶縁する。

10

【 0 0 7 1 】

異なる実施形態において、本開示は、熱シールドを有する超音波ブレードにも関する。熱シールドは固定されるか、直動可能か、又は回転可能なものとして行うことができる。熱シールドは、R F エネルギーを標的組織に伝導するために使用することもできる。

【 0 0 7 2 】

異なる実施形態において、本開示はコーティングされた超音波 / R F ブレードにも関する。超音波ブレードは、組織接触領域に断熱性を与えることによってブレードへの組織の接着を最小に抑えるように電気絶縁性材料でコーティングされる。従来の超音波装置は、1 つの処置モードを用いており、そのため汎用性が制限されている。例えば、従来の超音波装置は、血管の封止及び組織の切断に使用することができる。パイポラ又はモノポラ R F は、組織のスポット凝固及び前処理の方法などの付加的な有用性を与えることができる。超音波及び R F を組み込むことで、汎用性が与えられ、有効性が高められる。しかしながら、従来の超音波装置は、ブレードの遠位端において摩擦を低減し、断熱性を与えるためのコーティングを用いている。これらのコーティングは電気絶縁性であるため、電流の流れを制限し、R F の有効性を低下させてしまう。更に、電流密度が有効性に影響し得る。両方のモードを 1 つの装置に組み込むためには、マスキング又は選択的なコーティング剥離プロセスが必要となる。ブレードの表面に露出した領域を形成することにより、電流の経路に適した経路を与えることができる。同じ原理をクランプ部材にも適用可能なことが考えられる。

20

30

【 0 0 7 3 】

一般的な外科用器具の概要

異なる実施形態の説明に入る前に、本開示では、図 1 ~ 1 0 6 に関連して説明される超音波及び電気外科装置の異なる実施形態を実施することが可能な外科システムの異なる実施形態を説明した図 1 0 7 ~ 1 1 1 の説明を行う。ここで、図 1 0 7 は、超音波外科用器具 1 0 の一実施形態の右側面図である。図に示される実施形態では、超音波外科用器具 1 0 は、腹腔鏡下手術、内視鏡下手術、又は従来の開放外科手術を含む様々な外科手術において使用することができる。例示的な一実施形態では、超音波外科用器具 1 0 は、ハンドルアセンブリ 1 2、細長いシャフトアセンブリ 1 4、及び超音波トランスデューサ 1 6 を有する。ハンドルアセンブリ 1 2 は、トリガアセンブリ 2 4、遠位回転アセンブリ 1 3、及び起動スイッチアセンブリ 2 8 を有する。細長いシャフトアセンブリ 1 4 はエンドエフェクタアセンブリ 2 6 を有し、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 は、組織を切開するか又は血管及び / 若しくは組織を互いに把持、切断、及び凝固する要素と、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 を作動させるアクチュエータ要素と、で構成されている。ハンドルアセンブリ 1 2 は、超音波トランスデューサ 1 6 を近位端に受容するように構成されている。超音波トランスデューサ 1 6 は、細長いシャフトアセンブリ 1 4 及びエンドエフェクタアセンブリ 2 6 の各部分と機械的に係合している。超音波トランスデューサ 1 6 は、ケーブル 2 2 を介して発生装置 2 0 に電氣的に連結されている。大多数の図は、腹腔鏡外科手術に

40

50

関連して使用する複数のエンドエフェクタアセンブリ 26 を描くが、多くの従来の開放外科手術並びに他の実施形態において超音波外科用器具 10 を用いることができ、これを腹腔鏡下又は内視鏡下手術に使用されるよう構成することができる。本明細書における目的のために、超音波外科用器具 10 は、腹腔鏡器具に関して記載されるが、開腹及び / 又は内視鏡型の超音波外科用器具 10 も、本明細書において記載されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び機構を含むことができることが想定される。

【0074】

様々な実施形態で、発生装置 20 は、モジュール及び / 又はブロックのようないくつかの機能的要素を備える。異なる機能要素又はモジュールが、異なる種類の外科装置を駆動するために構成され得る。例えば、超音波発生装置モジュール 21 は、超音波外科用器具 10 などの超音波装置を駆動してもよい。いくつかの例示的实施形態では、発生装置 20 は更に電気外科装置（又は超音波外科用器具 10 の電気外科実施形態）を駆動する電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 をも備える。様々な実施形態では、発生装置 20 はハンドルアセンブリ 12 の中に一体的に形成されてもよい。このような実装では、エネルギー源として作用するよう、ハンドルアセンブリ 12 内に電池が併せて配される。

10

【0075】

いくつかの実施形態では、電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 は治療レベル及び / 又は治療レベル未満のエネルギーレベルを生成するように構成されていてもよい。図 107 に図示される例示的な実施形態では、発生装置 20 は発生装置 20 と統合された制御システム 25 と、ケーブル 27 を介して発生装置に接続されたフットスイッチ 29 と、を備える。発生装置 20 は、外科用器具、例えば、器具 10 を作動させるトリガ機構をまた備えていてもよい。トリガ機構は、電源スイッチ（図示せず）並びにフットスイッチ 29 を備えていてもよい。発生装置 20 は、フットスイッチによって作動されると、外科用器具 10 の音響アセンブリを駆動し、所定の偏位レベルでエンドエフェクタ 18 を駆動するためのエネルギーを供給するか、又は治療レベル / 治療レベル未満の電磁 / RF エネルギーを供給する。発生装置 20 は音響アセンブリの任意の適当な共振周波数にて音響アセンブリを駆動若しくは励起し、かつ / 又は治療レベル / 治療レベル未満の電磁 / RF エネルギーを駆動する。

20

【0076】

一実施形態では、電気外科的 / RF 発生器モジュール 23 は、RF エネルギーを用いてバイポーラ電気外科手術を行うのに十分な出力を供給することができる電気外科ユニット（ESU: electrosurgery unit）として取り付けられてもよい。一実施形態では、ESU は、ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga) から販売されているバイポーラ ERBE ICC 350 であってもよい。バイポーラ電気外科手術用途では、上述のように、活性電極及びリターン電極を有する外科用器具を使用することができ、その場合、電流が組織を流れて活性電極からリターン電極まで流れることができるように、活性電極及びリターン電極は、処置対象組織に接するか、又は隣接して配置され得る。したがって、電気外科 / RF モジュール 23 の発生装置は、組織を処置（例えば、焼灼）するのに十分な電気エネルギーを組織 T に印加することで、処置目的のために構成されてもよい。

30

40

【0077】

一実施形態では、電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 は、組織インピーダンス測定モジュールを実行するために、治療レベル未満の RF 信号を伝達するように構成されてもよい。一実施形態では、電気外科的 / RF 発生装置モジュール 23 は、以下により詳細に説明されるバイポーラ RF 発生装置を含む。一実施形態では、電気外科 / RF 発生装置モジュール 12 は、組織 T の電氣的インピーダンス Z をモニタリングするように、並びにエンドエフェクタアセンブリ 26 のクランプ部材上に設けられたリターン電極によって、組織 T に基づく時間及び電力レベルの特性を制御するように、構成されていてもよい。したがって、電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 は、組織 T のインピーダンス又はその他の電氣的特性を計測する治療レベル未満の目的のために構成されてもよい。組織 T のイン

50

ピーダンス又はその他の電気的特性を計測する方法及び回路構成は、当該出願の全容を本出願に参照によって援用するものである、同一出願人による米国特許出願公報第2011/0015631号、表題「Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instruments」に、より具体的に記載されている。

【0078】

好適な超音波発生装置モジュール21は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)から販売されているGEN300と同様の状態で機能的に動作するように構成されていてもよく、全容を本出願に参照によって援用するものである、以下の米国特許の1つ以上に開示されているようなものである。米国特許第6,480,796号(Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions)、米国特許第6,537,291号(Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information)、米国特許第6,662,127号(Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System)、米国特許第6,678,899号(Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System)、米国特許第6,977,495号(Detection Circuitry for Surgical Handpiece System)、米国特許第7,077,853号(Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature)、米国特許第7,179,271号(Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup)、及び米国特許第7,273,483号(Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System)。

【0079】

様々な実施形態では、発生装置20がいくつかのモードで作動するように構成されてもよい。1つのモードでは、発生装置20は超音波発生装置モジュール21及び電気外科/RF発生装置モジュール23が独立して作動するように構成されてもよい。あるいは、超音波発生装置モジュール21は、超音波エネルギー又は治療レベル/治療レベル未満のRFエネルギーをエンドエフェクタに選択的に印加するように構成することもできる。

【0080】

例えば、超音波発生装置モジュール21は超音波エネルギーをエンドエフェクタアセンブリ26に印加するために起動されてもよく、その後、電気外科/RF発生装置モジュール23によって治療レベル又は治療レベル未満RFエネルギーをエンドエフェクタアセンブリ26に印加してもよい。上記に述べたように、治療レベル未満の電気外科的/RFエネルギーは、エンドエフェクタアセンブリ26のクランプ要素の間にクランプされた組織に印加することができ、組織のインピーダンスを測定して超音波発生装置モジュール21の始動制御又は始動修正を行う。治療レベル未満のエネルギーを印加したことによる組織インピーダンスフィードバックを採用することで、電気外科/RF発生装置モジュール23の治療レベルを起動させてエンドエフェクタアセンブリ26の請求構成要素の間に挟まれた組織(例えば、管)を封止してもよい。

【0081】

別の実施形態では、超音波発生装置モジュール21及び電気外科/RF発生装置モジュール23は同時に起動されてもよい。一例では、超音波発生装置モジュール21を治療レベル未満のRFエネルギーレベルにて同時に起動して、エンドエフェクタアセンブリ26

の超音波ブレードがエンドエフェクタアセンブリ 26 のクランプ要素間に留められた組織（又は管）を切断及び凝固させる間に組織インピーダンスを同時に計測させる。このようなフィードバックは、例えば、超音波発生装置モジュール 21 の駆動出力を改変するために採用してもよい。別の例では、超音波発生装置モジュール 21 を電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 と同時に駆動して、組織（又は管）を封止するためにエンドエフェクタアセンブリ 26 の電極部分に電気外科 / RF エネルギーが印加される間、エンドエフェクタアセンブリ 26 の超音波ブレード部分が損傷した組織を切断するために採用されてもよい。あるいは、超音波及び電気外科 / RF エネルギーを一回の作動で順次使用して所望の組織への作用を実現することもできる。

【0082】

発生装置 20 がトリガ機構によって起動されると、一実施形態では、電気エネルギーは、発生装置 20 によって連続的に音響アセンブリの変換器スタック又はアセンブリに印加される。別の実施形態では、電気エネルギーは発生装置 20 によって断続的に印加（例えば、パルス）される。発生装置 20 の制御システムのフェーズロックループは、音響アセンブリからのフィードバックを監視してもよい。フェーズロックループは、発生装置 20 によって送られる電気エネルギーの周波数を、音響アセンブリの振動の選択された縦モードの共振周波数と一致するように調節する。更に、制御システム 25 内の第 2 のフィードバックループは、音響アセンブリのエンドエフェクタ 18 においてほぼ一定の振動幅を達成するために、音響アセンブリに供給される電流を予め選択された一定レベルに維持する。更に別の実施形態では、制御システム 25 内の第 3 のフィードバックループは、エンドエフェクタアセンブリ 26 に配される電極の間のインピーダンスを監視する。図 107 ~ 111 は手動操作の超音波外科用器具を示すが、超音波外科用器具はまた、例えば、本明細書に説明するように、ロボットの用途にも使用でき、同様に、手動及びロボット用途を組み合わせ使用できることも理解されよう。

【0083】

超音波作動モードでは、音響組立体に供給される電気信号は、エンドエフェクタ 18 の遠位端に、例えば、約 20 kHz ~ 250 kHz の範囲で縦方向に振動させてもよい。様々な実施形態によれば、ブレード 22 は、約 40 kHz ~ 56 kHz の範囲、例えば、約 50 . 0 kHz で振動することができる。他の実施形態では、ブレード 22 は、例えば、約 31 kHz 又は約 80 kHz である、他の振動数で振動してもよい。ブレードにおける振動の振動幅は、例えば、発生装置 20 によって音響アセンブリの変換器アセンブリに印加される電気信号の振幅を制御することによって制御することができる。前述のように、発生装置 20 のトリガ機構によって、使用者は、電気エネルギーを音響アセンブリに連続的又は断続的に供給できるように発生装置 20 を起動させることができるようになる。発生装置 20 はまた、電気外科ユニット又は従来の電気コンセントへの差込用の電力線を有する。また、電池などの直流（DC）源によって発生装置 20 に電力を供給することもできることが想到される。発生装置 20 は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. より入手可能なモデル番号 GEN04 及び / 又はモデル番号 GEN11 などの任意の好適な発生装置を含むことができる。

【0084】

図 108 は、ハンドルアセンブリ 12、遠位回転アセンブリ 13、細長いシャフトアセンブリ 14、及びエンドエフェクタアセンブリ 26 を示す、超音波外科用器具 10 の 1 つの例示的实施形態の左斜視図である。示された実施形態では、細長いシャフトアセンブリ 14 は、エンドエフェクタアセンブリ 26 を機械的に係合する大きさを有する遠位端 52 と、ハンドルアセンブリ 12 及び遠位回転アセンブリ 13 を機械的に係合する近位端 50 とを備える。細長いシャフトアセンブリ 14 の近位端 50 は、ハンドルアセンブリ 12 及び遠位回転アセンブリ 13 内に受容される。細長いシャフトアセンブリ 14 と、ハンドルアセンブリ 12 と、遠位回転アセンブリ 13 との間の接続に関するより詳細は、図 98 の説明において提供される。

【0085】

示された実施形態では、トリガアセンブリ 2 4 は、固定ハンドル 3 4 と併せて動作するトリガ 3 2 を備える。固定ハンドル 3 4 及びトリガ 3 2 は、使用者と快適に相互作用するように人間工学的に形成され、適合される。固定ハンドル 3 4 は、ハンドルアセンブリ 1 2 と一体的に関連づけられている。トリガ 3 2 は、超音波外科用器具 1 0 の動作について以下に詳述するように、固定ハンドル 3 4 に対して枢動的に移動可能である。使用者がトリガ 3 2 に対して圧迫力をかけると、トリガ 3 2 は、固定ハンドル 3 4 に向かって 3 3 A の方向に枢動的に移動可能である。バネ要素 9 8 (図 1 1 1) は、使用者がトリガ 3 2 に対する圧迫力を開放すると、トリガ 3 2 を方向 3 3 B に枢動的に移動させる。

【 0 0 8 6 】

1 つの例示的实施形態では、トリガ 3 2 は細長いトリガフック 3 6 を備え、それは、細長いトリガフック 3 6 とトリガ 3 2 との間の開口 3 8 を画定する。開口 3 8 は、使用者の 1 つ又は複数の指をそこを通して受容するために好適な寸法である。トリガ 3 2 は、トリガ 3 2 の基質を覆うように成型される弾性部分 3 2 a をも備えてもよい。オーバーモールド弾性部分 3 2 a は、外向きの方向 3 3 B でのトリガ 3 2 の制御のためのより快適な接触面を提供するために形成される。1 つの例示的实施形態では、オーバーモールド弾性部分 3 2 a は細長いトリガフック 3 6 の一部分を覆うように提供されてもよい。細長いトリガフック 3 2 の近位面は、使用者が指を開口 3 8 の内外へ容易に摺動することを可能にするために被覆されないままであるか又は非弾性基質で被覆される。別の実施形態では、トリガの形状は、完全に閉じたループを形成し、使用者の 1 つ又は複数の指をそこを通して受容するために好適な寸法である開口を画定する。完全に閉じたループトリガは、トリガ基質を覆うように成型される弾性部分も備えることができる。

【 0 0 8 7 】

1 つの例示的实施形態では、固定ハンドル 3 4 は、近位接触面 4 0 と、グリップアンカー又はサドル面 4 2 とを備える。サドル面 4 2 は、手の親指及び人差し指が合わさる水かき部分の上に載る。近位接触面 4 0 は、リング又は開口を有さない通常のピストルグリップで手のひらを受容するピストルグリップ輪郭を有する。近位接触面 4 0 のプロファイル曲線は、手のひらに適合するか、又はこれを受容するような輪郭を有していてもよい。安定化尾部 4 4 は、ハンドルアセンブリ 1 2 のより近位の部分に向かって配される。安定化尾部 4 4 は、ハンドルアセンブリ 1 2 を安定させてハンドルアセンブリ 1 2 をより制御可能にするために、親指と人差し指との間に配する手の最も上の水かき部分と接触していてもよい。

【 0 0 8 8 】

1 つの例示的实施形態では、スイッチアセンブリ 2 8 はトグルスイッチ 3 0 を備えていてもよい。トグルスイッチ 3 0 は、同時起動の可能性を排除するために、ハンドルアセンブリ 1 2 の内側に配される中心旋回軸 3 0 4 を有する単一構成要素として実装されてもよい。1 つの例示的实施形態では、トグルスイッチ 3 0 は、最小電力レベル (例えば、MIN) と最大電力レベル (例えば、MAX) との間の超音波トランスデューサ 1 6 の電源設定を設定するための第 1 の突起ノブ 3 0 a 及び第 2 の突起ノブ 3 0 b を備える。別の実施形態では、ロッカスイッチが標準設定と特別設定の間を旋回してもよい。特別設定は、装置によって 1 つ以上の特別プログラムを実行させる。トグルスイッチ 3 0 は、第 1 の突起ノブ 3 0 a 及び第 2 の突起ノブ 3 0 b が作動すると中心旋回軸の周りを回転する。1 つ又は 2 つ以上の突起ノブ 3 0 a、3 0 b は、1 つ又は 2 つ以上のアームに連結され、それは、小アークを通して移動し、電気接触に、第 1 又は第 2 の突起ノブ 3 0 a、3 0 b の起動により超音波変換器 1 6 を電氣的に通電させるか、又は電力を切るように電気回路を開閉させる。トグルスイッチ 3 0 は、超音波トランスデューサ 2 0 の起動を制御するために発生装置 1 6 に連結される。トグルスイッチ 3 0 は、超音波トランスデューサ 1 6 を起動し、超音波トランスデューサ 1 6 に対して 1 つ又はそれ以上の電源設定を設定するための 1 つ又はそれ以上の電源設定スイッチを備える。トグルスイッチ 3 0 を起動するために必要な力はサドル点 4 2 に実質的に向けられるため、トグルスイッチ 3 0 が起動されるとき手中で回転する器具のあらゆる傾向を回避する。

10

20

30

40

50

【0089】

1つの例示的实施形態では、第1及び第2の突起ノブ30a、30bはハンドルアセンブリ12の遠位端上に配され、それにより、それらは、使用者がハンドグリップの最小限の再配置を伴うか、又は実質的に再配置を伴わずして容易にアクセスして電力を起動することができ、トグルスイッチ30を作動させている間に制御を維持し、注意を手術部位（例えば、腹腔鏡処置におけるモニタ）に集中させることに適している。突起ノブ30a、30bは様々な長さの指で、より容易にアクセスすることができ、扱いにくい位置、又は短い指で起動するためにより高い自由度のアクセスを可能にするために、ある程度まで、ハンドル組立体12の側面を包み込むように構成されてもよい。

【0090】

示された実施形態では、第1の突起ノブ30aは、使用者が第1の突起ノブ30aを第2の突起ノブ30bから区別するのを可能とするために、示された実施形態では複数の触覚要素30c、例えば、手触り感がある突起又は「隆起」を備える。当業者であれば、ハンドルアセンブリ12にいくつかのエルゴノミック特性を組み込み得ることが分かるであろう。このようなエルゴノミック特性は、米国特許出願第2009/055750号、表題「Ergonomic Surgical Instruments」に記載されており、当該出願の全容を本出願に参照によって援用するものである。

【0091】

1つの例示的な実施形態では、トグルスイッチ30は、使用者の手によって操作され得る。使用者は、不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で第1及び第2の突起ノブ30a、30bに容易にアクセスすることができる。トグルスイッチ30は、超音波アセンブリ16及び/又は超音波アセンブリ16への電力を制御するために指で容易に操作されてもよい。例えば、人差し指を使用して、第1の接触部分30aを起動し、超音波アセンブリ16をオンにして、最大(MAX)電力レベルにしてもよい。人差し指を使用して、第2の接触部分30bを起動し、超音波アセンブリ16をオンにして、最小(MIN)電力レベルにしてもよい。別の実施形態では、ロッカスイッチは標準設定と特別設定との間で器具10を巡回させてもよい。特別設定では、1又は2以上の特別プログラムを、器具10によって実行することができる。トグルスイッチ30は、使用者が第1又は第2の突起ノブ30a、30bを見なくても操作され得る。例えば、第1の突起ノブ30a又は第2の突起ノブ30bは、見ずに第1の突起ノブ30aと第2の突起ノブ30bを触覚的に区別するための手触り又は突起を備えてもよい。

【0092】

別の実施形態では、トリガ32及び/又はトグルスイッチ30は、個々に、又は超音波発生装置モジュール21の起動と組み合わせ、電気外科/RF発生装置モジュール23を作動させるように用いてもよい。

【0093】

1つの例示的な実施形態では、遠位回転アセンブリ13は、長手方向軸「T」を中心とするいずれかの方向に、制限されることなく回転可能である。遠位回転アセンブリ13は、細長いシャフトアセンブリ14に機械的に係合される。遠位回転アセンブリ13は、ハンドルアセンブリ12の遠位端上に配置される。遠位回転アセンブリ13は、円筒形のハブ46と、ハブ46を覆うように形成される回転ノブ48と、を備える。ハブ46は、細長いシャフトアセンブリ14を機械的に係合する。回転ノブ48は縦溝彫りの高分子特徴部を含んでいてもよく、細長いシャフトアセンブリ14を回転させるために、指（例えば、人差し指）によって係合され得る。ハブ46は、回転ノブ48を形成するために、一次構造を覆うように成型される材料を備えていてもよい。回転ノブ48は、ハブ46を覆うようにオーバーモールドされていてもよい。ハブ46は、遠位端で露出される端部キャップ部分46aを備える。ハブ46の端部キャップ部分46aは、腹腔鏡的処置中にトロカールの表面と接触してもよい。ハブ46は、端部キャップ部分46aとトロカールとの間に生じ得るいかなる摩擦も軽減するために、ポリカーボネートなどの耐久性硬質プラスチックで形成されていてもよい。回転ノブ48は、より正確な回転グリップを提供するため

10

20

30

40

50

に、隆起リブ４８a、及びリブ４８aの間に配される凹部分４８bで形成される「扇形」又は縦溝を備えていてもよい。１つの例示的实施形態では、回転ノブ４８は複数の縦溝（例えば、３つ以上の縦溝）を備えていてもよい。他の実施形態では、任意の好適な数の縦溝が使用され得る。回転ノブ４８は、硬質プラスチック材料上にオーバーモールドされる、より柔らかい高分子材料で形成されていてもよい。例えば、回転ノブ４８は、例えば、GLS Corporationによって作製されるVersaflex（登録商標）TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料から形成されてもよい。このより柔らかいオーバーモールド材料は、より大きなグリップ及び回転ノブ４８の動作のより正確な制御を提供することができる。滅菌に対して十分な抵抗を提供し、生体適合性を有し、外科用手袋に対して十分な摩擦抵抗を提供する任意の材料を、回転ノブ４８を形成するために使用してもよいことが理解されよう。

10

【００９４】

１つの例示的实施形態では、ハンドルアセンブリ１２は、第１の部分１２aと第２の部分１２bとを備える２つのハウジング部分又は側板から形成される。遠位端から近位端へハンドルアセンブリ１２を見る使用者の視点から、第１の部分１２aは右部分と見なされ、第２の部分１２bは左部分と見なされる。第１及び第２の部分１２a、１２bのそれぞれは、機械的に整列して互いに係合することによりハンドルアセンブリ１２を形成するような寸法を有し、ハンドルアセンブリ１２の内部動作要素を格納する複数のインターフェース６９（図１１１）を有している。ハンドルアセンブリ１２と一体的に関連する固定ハンドル３４は、ハンドルアセンブリ１２の第１及び第２の部分１２a及び１２bの組立後に形になる。複数の追加的なインターフェース（図示せず）を、超音波溶接の目的で、例えば、エネルギー方向／偏向点といったハンドルアセンブリ１２の第１及び第２の部分１２a及び１２bの周囲の様々な点に設けてもよい。第１及び第２の部分１２a及び１２b（並びに以下に記載される他の構成要素）は、当該技術分野において既知の任意の方法と一緒に組み立てられてもよい。例えば、整合ピン、スナップ様インターフェース、舌及び溝インターフェース、ロックタブ、接着ポートはすべて、アセンブリの目的で、単独でか又は組み合わせてかのいずれかで利用され得る。

20

【００９５】

１つの例示的实施形態では、細長いシャフトアセンブリ１４は、ハンドルアセンブリ１２及び遠位回転アセンブリ１３を機械的に係合するように適合される近位端５０と、エンドエフェクタアセンブリ２６を機械的に係合するように適合される遠位端５２とを備える。細長いシャフトアセンブリ１４は、外部管状シース５６と、外部管状シース５６内に配される往復管状作動部材５８と、を備える。管状往復管状作動部材５８の近位端は、トリガ３２の作動及び／又は開放に応答して方向６０A又は６０Bのいずれかの方向に移動するように、ハンドルアセンブリ１２のトリガ３２に機械的に係合される。枢動可能なトリガ３２は、縦軸「T」に沿って往復動作を起こしてもよい。そのような動作は、例えば、エンドエフェクタアセンブリ２６の顎部又はクランピング機構を作動させるために用いてもよい。一連の連鎖は、トリガ３２の枢動回転を、作動機構に連結するヨークの軸動作に変換し、これによってエンドエフェクタアセンブリ２６のクランピング機構の顎部の開閉が制御される。管状往復管状作動部材５８の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ２６に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材５８の遠位端は、トリガ３２の作動及び／又は開放に応答してクランプアームアセンブリ６４を開閉するために、旋回点７０の周りで旋回可能であるクランプアームアセンブリ６４に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ６４は、トリガ３２が方向３３Aに圧迫されると、旋回点７０の周りを、方向６２Aで開いた位置から閉じた位置に移動可能である。クランプアームアセンブリ６４は、トリガ３２が方向３３Bへ開放されるか、又は外向きに接触するとき、旋回点７０の周りを、方向６２Bの閉じた位置から開いた位置に移動可能である。

30

40

【００９６】

１つの例示的实施形態では、エンドエフェクタアセンブリ２６は細長いシャフトアセン

50

ブリ 1 4 の遠位端 5 2 に取り付けられ、クランプアームアセンブリ 6 4 とブレード 6 6 とを含む。エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のクランピング機構の顎部は、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 によって形成される。ブレード 6 6 は、超音波で作動可能であり、超音波トランスデューサ 1 6 に音響的に連結される。ハンドルアセンブリ 1 2 上のトリガ 3 2 は、合わせて、クランプアームアセンブリ 6 4 が動作するように機械的に連携する駆動アセンブリと最終的に接続される。トリガ 3 2 を方向 3 3 A に圧迫することで、開いた位置からクランプアームアセンブリ 6 4 を方向 6 2 A に移動させ、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 が、互いに対して離間した関係において、クランプしたか、又は閉じた位置へ設けられ、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 は、その間の組織を掴むように連携する。クランプアームアセンブリ 6 4 は、ブレード 6 6 とクランプアーム 6 4 との間の組織に係合するクランプパッド 6 9 を備えていてもよい。トリガ 3 2 を方向 3 3 B に開放することで、クランプアームアセンブリ 6 4 は方向 6 2 B に、閉じた関係から開いた位置に移動し、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 は、互いに離間した関係に設けられる。

10

【0097】

ハンドルアセンブリ 1 2 の近位部分は、超音波アセンブリ 1 6 の遠位端を受容するための近位開口部 6 8 を備える。超音波アセンブリ 1 6 は、近位開口部 6 8 に挿入され、細長いシャフトアセンブリ 1 4 に機械的に係合される。

【0098】

1 つの例示的实施形態では、トリガ 3 2 の細長いトリガフック 3 6 部分は、より短い全長及び回転運動を有する、より長いトリガレバーを提供する。細長いトリガフック 3 6 のより長いレバーによって、使用者は、開口 3 8 内で複数の指を使用して細長いトリガフック 3 6 を操作して、トリガ 3 2 を方向 3 3 B に枢動させてエンドエフェクタアセンブリ 2 6 の顎部を開かせることができるようになる。例えば、使用者は、3 本の指（例えば、中指、薬指、及び小指）を開口 3 8 に挿入してもよい。複数の指によって、外科医にトリガ 3 2 及び細長いトリガフック 3 6 上により高いインプット力を働かせてエンドエフェクタアセンブリ 2 6 を起動させることが可能になる。全長及び回転運動がより短いと、トリガ 3 2 を閉じるか方向 3 3 A に圧迫するとき、又はトリガ 3 2 を方向 3 3 B の外向きの開口動作に開くときに、より快適なグリップをもたらし、指を更に外向きに延伸させる必要が少なくなる。これは、方向 3 3 B へのトリガ 3 2 の外向きの開口動作に関連する手の疲労及び緊張を実質的に軽減する。トリガの外向きの開口動作は、バネ要素 9 8（図 1 1 1）によるバネの補助を受けて疲労を軽減させてもよい。開くバネの力は、開くことの容易性を支援するために十分であるが、切開を広げる間の組織間緊張の触覚的な反応に悪影響を与えるほど強くない。

20

30

【0099】

例えば、外科的処置中、人差し指のいずれかを使用して、細長いシャフトアセンブリ 1 4 の回転を制御してエンドエフェクタアセンブリ 2 6 の顎部を好適な向きで配することができる。中指及び / 又は薬指や小指を使用して、トリガ 3 2 を圧迫し、顎部内に組織を掴むことができる。顎部が所望の位置に配され、顎部が組織に対してクランプされると、人差し指を使用してトグルスイッチ 3 0 を起動し、超音波トランスデューサ 1 6 の電力レベルを調整して組織を処置することができる。組織が処置されると、次いで、使用者は、中指及び / 又は薬指や小指で細長いトリガフック 3 6 を遠位方向に外向きに押すことでトリガ 3 2 を開放し、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 の顎部を開くことができる。この基本的な方法は、使用者がハンドルアセンブリ 1 2 のグリップを調整することなく行うことができる。

40

【0100】

図 1 0 9 ~ 図 1 1 0 は、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 に対する細長いシャフトアセンブリ 1 4 の接続を示す。前述の通り、示された実施形態では、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 は、クランピング機構の顎部を形成する、クランプアームアセンブリ 6 4 とブレード 6 6 とを備える。ブレード 6 6 は、超音波トランスデューサ 1 6 に音響的に連結され

50

る超音波始動式のブレードであってもよい。トリガ３２は、駆動アセンブリに機械的に接続される。合わせて、トリガ３２及び駆動アセンブリは、クランプアームアセンブリ６４及びブレード６６が互いに対して離間した関係で設けられる方向６２Ａの開いた位置に、クランプアームアセンブリ６４及びブレード６６が協働してその間の組織を掴む方向６２Ｂのクランプした又は閉じた位置に、クランプアームアセンブリ６４を移動させるように機械的に連携する。クランプアームアセンブリ６４は、ブレード６６とクランプアーム６４との間の組織に係合するクランプパッド６９を備えていてもよい。管状往復管状作動部材５８の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ２６に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材５８の遠位端は、トリガ３２の作動及び／又は開放に
10 応答してクランプアームアセンブリ６４を開閉するために、旋回点７０の周りで旋回可能であるクランプアームアセンブリ６４に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ６４は、トリガ３２が方向３３Ａに圧迫されると、旋回点
70の周りを、開いた位置から方向６２Ｂの閉じた位置に移動可能である。クランプアームアセンブリ６４は、トリガ３２が方向３３Ｂに開放されるか、又は外向きに接触されると、旋回点
70の周りを、閉じた位置から方向６２Ａの開いた位置に移動可能である。

【０１０１】

前述のとおり、クランプアームアセンブリ６４は治療レベル及び／又は治療レベル未満のエネルギーを受容するために電気外科／ＲＦ発生装置モジュール２３と電氣的に連結した電極を有していてもよく、電気外科／ＲＦエネルギーはブレード６６に超音波エネルギーが印加されるのと同時に又は非同時に、電極に印加されてもよい。このようなエネルギーの起動は、アルゴリズム又はその他の制御論理と協働して望ましい組織効果を得るために、任意の好適な組み合わせで印加され得る。

【０１０２】

図１１１は、図１０８に示される超音波外科用器具１０の分解図である。示された実施形態では、分解図は、ハンドルアセンブリ１２の内部要素、ハンドルアセンブリ１２、遠位回転アセンブリ１３、スイッチアセンブリ２８、及び細長いシャフトアセンブリ１４を示す。示された実施形態では、第１及び第２の部分１２ａ、１２ｂは、ハンドルアセンブリ１２を形成するために係合する。第１及び第２の部分１２ａ、１２ｂは、それぞれ、ハンドルアセンブリ１２を形成するために互いに機械的に整合し、係合し、超音波外科用器具
30 １０の内部動作要素を包囲する大きさを有する、複数のインターフェース６９を備える。回転ノブ４８は、３６０°まで環状方向５４に回転され得るように、外部管状シース５６に機械的に係合される。外部管状シース５６は往復管状作動部材５８を覆って配され、それはハンドルアセンブリ１２に機械的に係合され、複数の連結要素７２を介して保持される。連結要素７２は、Ｏ字リング７２ａと、管カラーキャップ７２ｂと、遠位ワッシャ
72cと、近位ワッシャ７２ｄと、ねじ山管カラー７２ｅと、を備え得る。往復管状作動部材５８は、ハンドルアセンブリ１２の第１の部分１２ａと第２の部分１２ｂとの間に保持される往復ヨーク８４内に配される。ヨーク８４は、往復ヨークアセンブリ８８の一部である。一連の連鎖は、細長いトリガフック３２の枢動回転を往復ヨーク８４の軸動作に変換し、それは、超音波外科用器具１０の遠位端にあるエンドエフェクタアセンブリ２６のクランプ機構の顎部の開閉を制御する。１つの例示の実施形態では、４リンク設計
40 は、例えば、比較的短い回転長さにおける機械利得を提供する。

【０１０３】

１つの例示の実施形態では、超音波伝達導波管７８は往復管状作動部材５８の内側に設けられる。超音波伝達導波管７８の遠位端５２は、ブレード６６に音響的に連結（例えば、直接的又は間接的に機械的に連結）され、超音波伝達導波管７８の近位端５０はハンドルアセンブリ１２内に受容される。超音波伝達導波管７８の近位端５０は、以下に詳述するように、超音波トランスデューサ１６の遠位端に音響的に連結するように適合される。超音波伝達導波管７８は、保護シース８０及びシリコンリングなどの複数の単離要素８２によって、細長いシャフトアセンブリ１４の他の要素から単離される。外部管状シース
56、往復管状作動部材５８、及び超音波伝達導波管７８は、ピン７４によって機械的に係
50

合される。スイッチアセンブリ 28 は、トグルスイッチ 30 と、第 1 又は第 2 の突起ノブ 30 a、30 b の始動により超音波トランスデューサ 16 に通電する電氣的要素 86 a、86 b と、を備える。

【0104】

1 つの例示的实施形態では、外部管状シース 56 は、使用者又は患者を超音波伝達導波管 78 の超音波振動から隔離する。外部管状シース 56 は、一般的に、ハブ 76 を含む。外部管状シース 56 は、ハンドルアセンブリ 12 の遠位端上に螺入される。超音波伝達導波管 78 は、外部管状シース 56 の開口部を通して延伸し、単離要素 82 は、超音波伝達導波管 24 を外部管状シース 56 から単離する。外部管状シース 56 は、ピン 74 によって導波管 78 に取り付けられてもよい。導波管 78 においてピン 74 を受容するための穴は、名目上は変位節で生じ得る。導波管 78 は、スタッドによってハンドピースハンドルアセンブリ 12 にねじ込まれるか又は嵌め込まれ得る。ハブ 76 上の平坦部分により、アセンブリは必要なレベルまでトルクを与えられ得る。1 つの例示的实施形態では、外部管状シース 56 のハブ 76 部分は、好ましくはプラスチックから作られ、外部管状シース 56 の管状の細長い部分は、ステンレス鋼から作られる。あるいは、超音波伝達導波管 78 は、それを外側の接触から隔離するために、それを取り囲むポリマー材料を含んでもよい。

10

【0105】

1 つの例示的实施形態では、超音波伝達導波管 78 の遠位端は、好ましくは腹、又はその付近で、内部のねじ込み接続によって、ブレード 66 の近位端に連結されていてもよい。ブレード 66 は、溶接継手などの任意の好適な手段によって、超音波伝達導波管 78 に取り付けられ得ることが想到される。ブレード 66 は、超音波伝達導波管 78 から取り外し可能であり得るが、単一要素エンドエフェクタ（例えば、ブレード 66）及び超音波伝達導波管 78 は、単一の一体型ピースとして形成され得ることも想到される。

20

【0106】

1 つの例示的实施形態では、トリガ 32 は、トリガ 32 の方向 33 A 及び 33 B への回転運動を、対応する方向 60 A 及び 60 B における往復管状作動部材 58 の直線運動に変換するために、連鎖機構に連結される。トリガ 32 は、第 1 のヨークピン 92 a を受容するように内部に形成された開口部を有する、第 1 のフランジセット 98 を備える。第 1 のヨークピン 92 a はまた、ヨーク 84 の遠位端に形成された開口部のセットを通るように配される。トリガ 32 はまた、リンク 92 の第 1 の末端部 92 a を受容するための、第 2 のフランジセット 96 も備える。リンク 92 及び第 2 のフランジセット 96 に形成される開口部に、トリガピン 90 が受容される。トリガピン 90 は、リンク 92 及び第 2 フランジセット 96 に形成される開口部で受容され、トリガ 32 についてのトリガ旋回点を形成するように、ハンドルアセンブリ 12 の第 1 及び第 2 の部分 12 a、12 b に連結するように適合される。リンク 92 の第 2 の末端部 92 b は、ヨーク 84 の近位端に形成されるスロット 384 に受容され、第 2 のヨークピン 94 b によってそこに保持される。トリガ 32 がトリガピン 90 によって形成される旋回点 190 を中心として旋回可能に回転すると、ヨークは矢印 60 A、60 B により示される方向に長手方向軸「T」に沿って水平方向に直進する。

30

40

【0107】

異なる把持要素を備えた超音波ブレード

図 1 ~ 11 は、把持要素を有する超音波ブレードの異なる実施形態を示す。このような把持要素は、更なるグリップ性を与え、把持動作及び処置時の組織ミルキングを防止するうえで超音波ブレードのグリップ表面上に設けることができ、これにより場合によっては止血性が高められる。組織ミルキングは、処置が行われる際に外科装置のジョーから組織切片が滑り出る、すなわち、しごき出される際に生じる。以下で検討するブレード改変要素は、より高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止することができる。

【0108】

可動ジョー部材を有する医療用鉗子の超音波クランプアームの最小把持力は、装置が停

50

止した状態で乾燥したセーム革をクランプ締めする場合、約 10.0 N (2.25 lbf) である。しかしながら、起動時には、組織がジョーから近位側又は遠位側にこぼれ出る可能性がある。超音波鋏用の歯状把持要素 102 を有するブレード 100 は、より高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止する助けとなり得る。

【0109】

把持要素は、例えば、図 1 ~ 11 に関連して述べられる複数の形状の形態を取ることができる。把持要素は、例えば、遠位先端部、ブレードの中心、近位側部分、又はブレードの任意の部分などのブレードの一部にのみ配置することができる。別の実施形態では、把持機構は、ブレードの全長又は一部に沿って配置することができる。特定の実施形態では、図 1 ~ 11 に関連して図示及び説明される要素は、例えば、ブレードの中心線、ブレードの左側面、ブレードの右側面、又はブレードの右側面及び左側面の両方に沿って構成するなど、ブレードの一部に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、把持要素は、ブレードの全長に沿って構成することができる。把持要素としては、例えば、ブレードに機械加工された歯、ブレードの表面から突出した歯、突出したブロック、突出したこぶ又はスパイク、ブレードに形成された穴、又は突出した細長いこぶが挙げられる。これら及び他のブレード把持要素について、図 1 ~ 11 に関連して以下に述べる。

【0110】

図 1 は、歯状把持要素 102 がブレード 100 の把持表面 104 に形成された超音波ブレード 100 の一実施形態を示したものである。図 1 に示される実施形態では、歯状把持要素 102 はブレード 100 の把持表面 104 の側部 106、108、例えば、ブレード 100 の左側面及びブレード 100 の右側面に沿って形成されている。一実施形態では、歯状把持要素 102 は、ブレード 100 の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。歯状把持要素 102 の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。他の実施形態では、歯状把持要素 102 は、例えば、遠位先端部 110、ブレード 100 の中心 112、近位側部分 114、又はブレード 100 の任意の部分などのブレード 100 の一部分にのみ配置することができる。別の実施形態では、歯状把持要素 102 は、ブレード 100 の全体の長さ又は一部に沿って配置することができる。特定の実施形態では、歯状把持要素 102 は、例えば、ブレード 100 の中心線 116、ブレード 100 の左側面 108、ブレード 100 の右側面 106、又はブレード 100 の左側面及び右側面の両方に沿って構成するなど、ブレード 100 の一部分に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、歯状把持要素 102 は、ブレード 100 の幅全体に沿って構成することができる。歯状把持要素 102 は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード 100 に形成された歯状把持要素 102 は組織把持性を向上させるものである。ただし、各実施形態はこうした点に限定されない。

【0111】

図 2 は、歯状把持要素 202 がブレード 200 の把持部分 204 に形成された超音波ブレード 200 の一実施形態を示したものであり、歯は、ブレード 200 の把持部分 204 に機械加工されている。図 2 に示される実施形態では、ブレード 200 は、一般的にクランプアームと称される可動ジョー部材 208 を有する医療用鉗子 206 の一部である。可動ジョー部材 208 は、ブレード 200 と可動ジョー部材 208 (例えば、クランプアーム)との間で組織と係合するクランプパッド 210 を有している。一実施形態では、歯状把持要素 202 は、ブレード 200 の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。歯状把持要素 202 の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。図には示されていないが、歯状把持要素 202 は、ブレード 200 の把持表面 204 にわたって形成されてもよく、図 1 に示されるようにブレード 200 の側部に沿った複数の列として形成されてもよく、又はブレード 200 の把持表面 204 の長手方向部分に沿った 1 本の列として形成されてもよい。歯状把持要素 202 は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード 200 に形成された歯状把持要素 202 は組織

把持性を向上させるものである。ただし、各実施形態はこうした点に限定されない。

【0112】

図3は、歯状把持要素302がブレード300の把持部分304に形成された超音波ブレード300の一実施形態を示したものであり、歯302は、ブレード300の把持部分304から突出している。図3に示される実施形態では、ブレード300は、一般的にクランプアームと称される可動ジョー部材308を有する医療用鉗子306の一部である。可動ジョー部材308は、ブレード300と可動ジョー部材308（例えば、クランプアーム）との間で組織と係合するクランプパッド310を有している。一実施形態では、歯状把持要素302は、ブレード300の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。歯状把持要素302の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。図には示されていないが、歯状把持要素302は、ブレード300の把持表面304にわたって形成されてもよく、図1に示されるようにブレード300の側部に沿った複数の列として形成されてもよく、又はブレード300の把持表面304の長手方向部分に沿った1本の列として形成されてもよい。歯状把持要素302は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード300に形成された歯状把持要素302は組織把持性を向上させるものである。ただし、各実施形態はこうした点に限定されない。

10

【0113】

図4は、突出したブロック状把持要素402がブレード400の把持部分404に形成された超音波ブレード400の一実施形態を示したものである。図5は、図4に示される超音波ブレードの側面図である。図4及び5に示される実施形態では、ブロック状把持要素402がブレード400の把持表面404の側部406、408に沿って形成されている。一実施形態では、ブロック状把持要素402は、ブレード400の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。ブロック状把持要素402の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。他の実施形態では、ブロック状把持要素402は、例えば、遠位先端部410、ブレード400の中心412、近位側部分414、又はブレード400の任意の部分などのブレード400の一部分にのみ配置することができる。別の実施形態では、ブロック状把持要素402は、ブレード400の長さ全体又は一部分に沿って配置することができる。特定の実施形態では、ブロック状把持要素402は、例えば、ブレード400の中心線416、ブレード400の左側面408、ブレード400の右側面406、又はブレード400の左側面及び右側面の両方に沿って構成するなど、ブレード400の一部分に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、ブロック状把持要素402は、ブレード400の全体の長さに沿って構成することができる。ブロック状把持要素402は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード400に形成された歯状把持要素402は組織把持性を向上させるものである。ただし、各実施形態はこうした点に限定されない。

20

30

【0114】

図6は、突出した把持要素502がブレード500の把持部分504に形成された超音波ブレード500の一実施形態を示したものである。図7Aは、図6に示される超音波ブレード500の側面図であり、図7Bが、こぶ状突起510の形態の突出した把持要素502を示しているのに対して、図7Cは、スパイク状突起512の形態の突出した把持要素502を示している。図6及び7Aに示される実施形態では、突出した把持要素502がブレード500の把持表面504の側部506、508に沿って形成されている。一実施形態では、歯状把持要素502は、ブレード500の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。把持要素502の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。他の実施形態では、把持要素502は、例えば、遠位先端部520、ブレード500の中心522、近位側部分524、又はブレード500の任意の部分などのブレード500の一部分にのみ配置することができる。別の実施形態では、把持要素502は、ブレード500の全体の長さ又は一部に沿って配置することができる。特定の実施形態では、

40

50

把持要素 5 0 2 は、例えば、ブレード 5 0 0 の中心線 5 2 6、ブレード 5 0 0 の左側面 5 0 8、ブレード 5 0 0 の右側面 5 0 6、又はブレード 5 0 0 の左側面及び右側面の両方に沿って構成するなど、ブレード 5 0 0 の一部分に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、歯状把持要素 5 0 2 は、ブレード 5 0 0 の幅全体に沿って構成することができる。把持要素 5 0 2 は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード 5 0 0 に形成された歯状把持要素 5 0 2 は組織把持性を向上させるものである。ただし、実施形態はこの文脈に限定されない。

【 0 1 1 5 】

図 8 は、キャビティ状把持要素 6 0 2 がブレード 6 0 0 の把持部分 6 0 4 に形成された超音波ブレード 6 0 0 の一実施形態を示したものである。図 9 A は、円筒キャビティ状把持要素 6 1 1 がブレード 6 1 0 の把持部分に部分的に形成された超音波ブレード 6 0 0 の側面図である。図 9 B は、円筒キャビティ状把持要素 6 1 3 がブレード 6 1 2 の把持部分を貫通して形成された超音波ブレード 6 0 0 の側面図である。図 9 C は、円錐キャビティ状把持要素 6 1 5 がブレード 6 1 4 の把持部分に部分的に形成された超音波ブレード 6 0 0 の側面図である。図 8 及び 9 A ~ C に示された実施形態では、キャビティ状把持要素 6 0 2 はブレード 6 0 0 の把持表面 6 0 4 の各部分に沿って分配されている。一実施形態では、歯状把持要素 6 0 2 は、ブレード 6 0 0 の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。把持要素 6 0 2 の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。他の実施形態では、把持要素 6 0 2 は、例えば、遠位先端部 6 2 0、ブレード 6 0 0 の中心 6 2 2、近位側部分 6 2 4、又はブレード 6 0 0 の任意の部分などのブレード 6 0 0 の一部分にのみ配置することができる。別の実施形態では、把持要素 6 0 2 は、ブレード 6 0 0 の全体の長さ又は一部に沿って配置することができる。特定の実施形態では、把持要素 6 0 2 は、例えば、ブレード 6 0 0 の中心線 6 2 6、ブレード 6 0 0 の左側面 6 0 8、ブレード 6 0 0 の右側面 6 0 6、又はブレード 6 0 0 の左側面及び右側面の両方に沿って構成するなど、ブレード 6 0 0 の一部分に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、歯状把持要素 6 0 2 は、ブレード 6 0 0 の幅全体に沿って構成することができる。把持要素 6 0 2 は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード 6 0 0 に形成された歯状把持要素 6 0 2 は組織把持性を向上させるものである。ただし、各実施形態はこうした点に限定されない。

【 0 1 1 6 】

図 1 0 は、横断隆起状把持要素 7 0 2 がブレード 7 0 0 の把持部分 7 0 4 に形成された超音波ブレード 7 0 0 の一実施形態を示したものである。図 1 1 は、図 1 0 に示される超音波ブレード 7 0 0 の側面図である。図 1 0 及び 1 1 に示される実施形態では、横断隆起状把持要素 7 0 2 は、ブレード 7 0 0 の把持表面 7 0 4 にわたって横断方向に分配されている。一実施形態では、横断隆起状把持要素 7 0 2 は、ブレード 7 0 0 の作用長さ全体又は一部に沿って形成することができる。横断隆起状把持要素 7 0 2 の要素は、均一又は変化する間隔で設けることができる。他の実施形態では、横断隆起状要素 7 0 2 は、例えば、遠位先端部 7 2 0、ブレード 7 0 0 の中心 7 2 2、近位側部分 7 2 4、又はブレード 7 0 0 の任意の部分などのブレード 7 0 0 の一部分にのみ配置することができる。別の実施形態では、横断隆起状把持要素 7 0 2 は、ブレード 7 0 0 の全体の長さ又は一部に沿って配置することができる。特定の実施形態では、把持要素 7 0 2 は、例えば、ブレード 7 0 0 の中心線 7 2 6、ブレード 7 0 0 の左側面 7 0 8、ブレード 7 0 0 の右側面 7 0 6、又はブレード 7 0 0 の左側面及び右側面の両方に沿って構成するなど、ブレード 7 0 0 の一部分に長手方向に配置することができる。別の実施形態では、横断隆起状把持要素 7 0 2 は、ブレード 7 0 0 の幅全体に沿って構成することができる。横断隆起状把持要素 7 0 2 は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止することによって高い把持力を与えるだけでなく、組織ミルキングを防止するように構成することができる。このように、ブレード 7 0 0 に形成された横断隆起状把持要素 7 0 2 は組織把持性を向上させるものである。ただし、

各実施形態はこうした点に限定されない。

【0117】

図12は、可動ジョー部材802と、ブレード804の把持表面808に歯状把持要素の形の突起806が形成された超音波ブレード804と、を有する、医療用鉗子800として構成されたエンドエフェクタアセンブリの一実施形態の側面図である。図13は、図12に示される医療用鉗子800の一実施形態の平面図であり、可動ジョー部材802の下に位置する超音波ブレード804を示すために可動ジョー部材802は破線で示されている。

【0118】

一実施形態では、突起806（例えば、歯）は、複数の寸法によって定義することができる。第1の寸法「a」は、突起806（例えば、歯）の高さを表す。一実施形態では、寸法「a」は、約0.12mm~0.18mmとすることができる。第2の寸法「b」は、突起806（例えば、歯）の幅を表す。一実施形態では、寸法「b」は、約0.2mmとすることができる。第3の寸法「c」は、各突起806管の間隔を表す。一実施形態では、寸法「c」は、約0.5mmである。突起806は、一実施形態では、ブレード804のわずか2mmの部分であり得る寸法「d」で表される距離を覆うことで更なる把持強さを与えることができる。突起806のこの2mmの部分は、例えば、15mmのブレードの13%といったように、ブレード804の任意の比率(%)を構成することができる。一実施形態では、ブレード804の遠位端810に近い突起806の高さは約2.3mmであってよい。一実施形態では、突起806は、ブレード804の全体の高さの約5%を構成することができる、異なる実施形態において、突起806は、0.3mm~1.0mmのピッチ、約0.08mm~0.8mmの深さ、及び約5~90°の角度を有し得る。異なる実施形態では、突起806は、上記に述べたようにブロック、こぶ、スパイク、スピードバンプの形とすることができる。突起806のこれらの代替的实施形態は、図12及び13に関連して述べた突起806と同様の寸法を有するように形成することによって、組織に同様の効果（例えば、統計的により良好な組織把持力及び組織ミルキングの防止）を与えることができる。

【0119】

一実施形態では、突起806は、医療用鉗子800のクランプアーム802又は組織パッド部分812に形成された交互に配された要素と噛合し得る。別の実施形態では、このような噛合は必須でも必要でもない。噛合のない一実施形態では、把持効率は、歯の形の3個の要素を使用した場合に64%高められる。これらの要素の存在は、ブレード804の組織切断性能には影響しない。一実施形態では、ブレード804は、ブレード804の作用長さ全体に沿って突起806を有し得る。突起806は、作動時に組織を捕捉し、脱落を防止するように構成することができる。突起806の異なる実施形態としては、上記に述べたようなブレードの歯、水平方向のトレンチ、又はキャビティが挙げられる。

【0120】

図14~18は、組織ミルキングを解決するためのブレード要素を有する超音波ブレードの異なる実施形態を示す。上記に述べたように、組織ミルキングとは、装置の作動時に、可動ジョー部材及び超音波ブレードを有する超音波医療用鉗子のジョーから組織が滑り出はじめる事象として定義される。この事象により、アクセス性の低い条件での組織の操作がより困難となる。この問題及び他の問題を解決するため、本開示は、超音波作動時に把持性能を高めるための3つの実施形態を提供するものである。開示される超音波ブレードのそれぞれの少なくとも1つの実施形態は、ブレードの作用長さにわたった繰り返し要素を用いている。これらの要素は、作動時に組織を捕捉して脱落を防止するように設計されている。試験に基づけば、以下の実施形態では、従来の超音波ブレードと比較して、作動時の把持力が30%~40%向上することが示された。これら3つの実施形態は、図14~18に関連して下記に述べるようなブレードの歯、水平方向のトレンチ、及び穴（例えば、キャビティ）の形態の超音波ブレード歯の形状を与えることにより、装置の超音波作動時のブレード及びクランプアームからの組織の脱落を防止するとともに、超音波作動

10

20

30

40

50

の前及びその間の組織把持性能を高めるものである。異なる実施形態において、超音波ブレードは、ブレードの超音波作動時の把持性能を高め、組織の脱落を防止するための組織捕捉要素を有する。

【0121】

図14は、ブレード900の把持表面904に三角溝が形成された、歯状把持要素902を有する超音波ブレード900の一実施形態を示す側面図である。図15は、図14に示される超音波ブレード900の平面図である。ブレード900は、近位端910及び遠位端909を有している。ブレード900は、ブレード900の長手方向の長さの一部又は全体に沿って繰り返される三角溝の形態の組織捕捉要素902を有している。各要素902のブレード900の遠位端909に向かう遠位側面906は、ブレード900の長手方向軸に直交する表面であってよく、これに近位方向910にテーパする角度付き表面908が続く。一実施形態では、各要素902は、寸法a、b、c、及びdによって特徴付けられる。一実施形態では、寸法「a」は、約254マイクロメートル(0.010インチ)であり得る要素902の高さを表し、「b」は、約508マイクロメートル(0.020インチ)であり得る要素902の幅を表し、「c」は、約1397マイクロメートル(0.055インチ)であり得る各要素902間の距離を表し、「d」は、約381マイクロメートル(0.015インチ)であり得る最も遠位の要素902からブレード900の遠位先端部909までの距離を表す。一実施形態では、各要素902は、ブレード900の長手方向の長さに沿って等間隔で設けることができる。別の実施形態では、三角溝把持要素902は、ブレード900の長手方向の長さに沿って不均等な間隔で設けてもよい。図の実施形態では、ブレード900は、ブレード900の長手方向の長さに沿って等間隔で設けられた12個の三角溝把持要素902を有している。

【0122】

図16は、繰り返しの半円形溝を有する水平方向のトレンチを含む歯状把持要素952がブレード950の把持表面954に形成された超音波ブレード950を示す側面図である。図17は、図16に示される超音波ブレード950の平面図である。ブレード950は、近位端960及び遠位端959を有している。ブレード950は、半円形溝を有する水平方向のトレンチの形態の組織把持要素952が、ブレード950の長手方向の長さに沿って繰り返された構成となっている。一実施形態では、要素952は、寸法e、f、g、及びhによって特徴付けられる。一実施形態では、寸法「e」は、約508マイクロメートル(0.020インチ)であり得る溝の直径を表し、「f」は、約1448マイクロメートル(0.057インチ)であり得る各要素間の距離を表し、「g」は、約381マイクロメートル(0.015インチ)であり得る最も遠位の要素952からブレード950の遠位先端部909までの距離を表し、「h」は、約127マイクロメートル(0.005インチ)であり得る溝の深さを表す。一実施形態では、要素952は、ブレード950の長手方向の長さに沿って等間隔で設けることができる。別の実施形態では、半円形溝把持要素952は、ブレード950の長手方向の長さに沿って不均等な間隔で設けてもよい。図の実施形態では、ブレード950は、ブレード950の長手方向の長さに沿って等間隔で設けられた12個の半円形把持要素952を有している。

【0123】

図18は、キャビティ又は穴を含む把持要素972がブレード970の把持表面974に形成された超音波ブレード970の一実施形態を示す平面図である。ブレード970は、近位端980及び遠位端979を有している。ブレード970は、円形要素の形態の組織把持要素972が、ブレード970の長手方向の長さに沿って繰り返された構成となっている。一実施形態では、要素972は寸法i、j、及びkによって特徴付けられる。一実施形態では、寸法「k」は、約508マイクロメートル(0.020インチ)であり得る円形要素の直径を表し、「i」は、約1448マイクロメートル(0.057インチ)であり得る各円形要素972間の距離を表し、「j」は、約381マイクロメートル(0.015インチ)であり得る最も遠位の要素972からブレード970の遠位先端部979までの距離を表す。一実施形態では、円形要素972は、ブレード970の長手方向

の長さに沿って等間隔で設けることができる。別の実施形態では、円形要素 972 は、ブレード 970 の長手方向の長さに沿って不均等な間隔で設けてもよい。図の実施形態では、ブレード 970 は、ブレード 970 の長手方向の長さに沿って等間隔で設けられた 12 個の円形把持要素 972 を有している。

【0124】

進入防止

本開示は、体液又は組織などの外科的物質が、例えば、超音波ブレードと、ブレードの遠位シールの遠位に位置する内側管と、の間の空間に流入することを防止するための装置の異なる実施形態について述べる。実施形態の 2 つの主なカテゴリについて説明する。第 1 に、ブレード / 管サブアセンブリに取り付けられた圧力又はエネルギー源が、ブレードと内側管との間の空間への体液又は組織の進入を防止するというものである。第 2 に、ブレード又は内側管に取り付けられた可撓性膜が体液又は組織の進入を防止するというものである。

10

【0125】

一実施形態では、遠位方向に流体媒質（例えば、空気、CO₂、又は生理食塩水）の一定の圧力をかけることによって、例えば、体液又は組織の形態の外科的物質が遠位内側管領域に流入することを防止することができる。図 32 は、ポンプ及び / 又は遠位シールの遠位に配置されたポンプ出口 2306 を有する陽圧流体流システム 2300 の一実施形態を示す。図の実施形態では、外部ポンプ及び / 又はポンプ出口 2306 が、超音波ブレード 2304 の遠位ノードの遠位に位置する装置と流体移動可能に連結されている。空気又は他の流体媒質 2308 は、ブレード 2304 と内側管 2302 との間の空間 2310 内に圧送され、粒子及び / 又は体液を空間 2310 から押し出す。図 32 に示されるように、ポンプ及び / 又はポンプ出口 2306 は、例えば、Oリング又はオーバーモールドされたシールなどの遠位ブレードシール 2312 から遠位の点において管 2302 とブレード 2304 との間の空間 2310 と流体移動可能に連結されている。したがって、陽圧流体流 2308 が装置の遠位端に向けられることによって空間 2310 内への外科的物質の蓄積が防止される。

20

【0126】

図 49 は、空気 3508 が空間 3506 を通って内側管 3502 の長さを圧送される陽圧流体圧力システム 3500 の一実施形態を示す。空気 3508 は、超音波ブレード 3504 と内側管 3502 との間の空間 3510 に流入することを防止する。図 49 は、図 32 に示されるものと同様の概念を示しているが、遠位ノードは内側管 3502 へのシールを有していない。むしろ、空気 3508 は、内側管 3502 の長さ全体を圧送されることによって液体及び / 又は組織の進入を防止する。

30

【0127】

図 26 は、外科的物質 1714 を遠位管 1706 の領域から押し出すポンプとして機能する可撓性膜 1701 からなる輪郭形成シール 1700 を有するハイブリッドシステムの一実施形態を示す。加圧された可撓性膜 1701 は、接触によって組織侵入を遮断する。可撓性膜 1701 は、内側管 1706 に取り付けられ、超音波ブレード 1704 に対して封止されている。このため、ブレード 1704 と遠位管 1706 との間の相対運動により、可撓性膜 1701 がポンプのような働きをして、液体、組織、又は他の外科的物質を可撓性膜 1701 の輪郭に沿って内側管 1706 の領域から強制的に押し出す。輪郭形成シール 1700 は、超音波ブレード 1704 の一部と管 1706 との間の空間 1702 を封止している。輪郭形成シール 1700 は、超音波ブレード 1704 と 2 個の接点 1708、1710 を有することにより、摩擦及び干渉を最小に抑えるとともに二重のシールを与えるようになっている。輪郭形成シール 1700 によって外科的物質 1714 を収集するためのキャピティ 1712 が画定されている。代替的な一実施形態では、別のダクト 1718 が設けられることによって輪郭形成シール 1700 の可撓性膜に陽圧が加えられることでキャピティ 1712 から外科的物質 1714 を排出することができる。

40

【0128】

50

異なる他の実施形態では、超音波器具のエンドエフェクタ部分にブーツバリア（又は例えば、シール）を加えることによってエンドエフェクタ上への外科的物質の蓄積を防止することができる。ブーツバリアは、１又は２以上の管の遠位端に対して超音波ブレードの組織作用部分の近位端の近くに超音波ブレードを封止する。このようなブーツバリアは、摩擦係数が比較的小さい、柔軟で熱に強い材料を含む任意の適当な材料で形成することによってブレードへのシール荷重を最小に抑えることができる。ブーツバリアに適した材料としては、例えば、シリコンゴム、パリレンコーティングされたシリコンゴム、商業的にテフロンとして知られるポリテトラフルオロエチレン（PTFE）と似た性質を有するテトラフルオロエチレン-ヘキサフルオロプロピレン（FEP）、収縮管、又は他の同様の材料が挙げられる。別の実施形態では、ブレードをコーティングすることによってブーツバリアを設けたことによる器具の出力損失を低減することができる。

10

【0129】

ブーツバリアはブレードに対して封止し、ブレードにわずかな干渉を与える。ブーツバリアがブレードに対して封止する場合、ブーツバリアはブレードのクランプ締め/折曲げに垂直方向の反応を与えないためにブレードにかかる荷重（ブーツからの）が最小に抑えられる。ブーツバリアは管の外径、管の内径、又はその両方に対して封止することができる。ブーツをブレード及び/又は管に対して保持するために１又は２以上の保持要素をブレード及び/又は管に設けることができる。一実施形態では、保持要素をブーツバリア自体に配置することもできる。

20

【0130】

一般的にブーツバリアは、手術中に遭遇する例えば、組織、血液、溶けた脂肪、及び他の関連する物質などの外科的物質が、管の遠位部分と超音波外科装置のブレードの近くの部分との間に堆積及び蓄積することを防止する。このような堆積及び蓄積により、システムに大きな一貫しない機械的荷重がかかる結果、高い障害性のために手術が妨げられ、共鳴の問題が生じたり、又は作動中にシステムがダウンし、停止する可能性がある。組織及び使用者を超音波的に活性なブレードから保護するために、及び鉗型の装置の場合には、クランプアームを支持及び/又は駆動するために管が必要とされる。超音波ブレードは、その組織作用長さの近位部分において、できるだけ活性が高い（超音波的に）ことが理想的である。この超音波活性を最大化する解決策により、ブレードの最も遠位のノードと近位端の組織作用長さとの間のブレードの部分の長さも大きくなる。その結果、組織、血液、脂肪などを蓄積する比較的大きな環状の体積が生じ、上記のような問題が生じる。

30

【0131】

図19は、可動ジョー部材1002及び超音波ブレード1004を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ1000の一実施形態を示す。ジョー部材1002は方向1016に動かすことができる。可撓性ブーツバリア1006がブレード1004の近位部分1008及び管1010の遠位部分に被せて配置されることで、ブレード1004が管1010の外径1012に対して封止される。保持要素1014を管1010の外径1012上に設けることによってブーツバリア1006を定位置に保持することができる。上記に述べたように、ブーツバリア1006はシリコンゴム又は他の同様の材料で形成することができる。一実施形態では、ブーツバリア1006を、例えば、パリレンなどの潤滑性材料でコーティングすることで摩擦を低減することができる。代替的な一実施形態では、ブレード1104を同様の潤滑性材料でコーティングして摩擦を低減することもできる。ブレード1004とブーツバリア1006との間の摩擦を低減することでブーツバリア1006を設けることによる出力損失が低減される。

40

【0132】

図20は、可動ジョー部材1102及び超音波ブレード1104を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ1100の一実施形態を示す。可撓性シール1106が、ブレード1104の近位部分1108に被せて、内側管1112の遠位部分1110の内部に配置されることによって、ブレード1104を内側管1112の内径1114に対して封止している。内側管1112は外側管1116の内部で摺動可能である。

50

【 0 1 3 3 】

図 2 1 は、超音波ブレード 1 2 0 2 の長さ方向の一部分を隠すスロット付き内側管 1 2 0 0 の一実施形態を示す。スロット 1 2 0 4 は、ブレード 1 2 0 2 と内側管 1 2 0 0 との間の空間 1 2 0 6 内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体 / 組織排出口を与える。超音波装置の遠位端のスロット 1 2 0 4 からの液体 / 組織排出により、外科的物質の蓄積が防止される。例えば、超音波腹腔鏡鉗では、オーバーモールドされたシリコン製遠位シール 1 2 0 8 が、ブレード 1 2 0 2 の遠位ノード上又はその近くに設けられる。ブーツバリアをクランプアーム縁部の直ぐ遠位側にオーバーモールドして配置し（これにより、組織の挟み込みが防止される）、内側管 1 2 0 0 に固定するか、又は例えば、図 2 2 に示されるように使用者に見えないように内側管 1 2 0 0 内に配置することができる。これらの装置では、遠位シール 1 2 0 8 が存在する手前において外側管（図示せず）及び内側管 1 2 0 0 によって隠されるブレード 1 2 0 2 の約 1 3 mm の長さの部分が存在する。液体、血液、脂肪、又は他の組織などの外科的物質が、ブレード 1 2 0 2 の外径と内側管 1 2 0 0 の内径との間のこの空間内に滞留する場合がある。同様の鉗を有する他の器具では、露出したブレードの長さが大きくなる場合があり、これによりその内部に組織が滞留する可能性が高くなる。これにより、液体 / 組織がヒートシンクとなるために切断時間が長くなり、加えられたブレードの熱によって液体 / 組織が凝固する場合、ブレードの圧力が緩和される。更に、RF モダリティが超音波ラップ鉗（ultrasonic lap shears）技術に加えられる場合、RF エネルギーが、ブレードの有効（露出）長さに沿った所望の経路ではなく、ブレードから内側管の内部の組織を通じて流れる場合に組織及び液体が短絡を生じるおそれがある。したがって、図 2 1 ~ 2 3 に関連して下位に述べるようなブーツ又は遠位組織侵入防止方法又は機構が提供され、液体又は組織などの外科的物質が内側管 1 2 0 0 とブレード 1 2 0 2 との間から、内側管 1 2 0 0 に形成されたスロット 1 2 0 4、窓、開口部、又は穿孔によって排出される。

10

20

【 0 1 3 4 】

図 2 2 は、超音波ブレード 1 3 0 2 の長さ方向の一部分を隠す穿孔された内側管 1 3 0 0 の一実施形態を示す。内側管 1 3 0 0 には、液体 / 組織などの外科的物質を排出させる穴 1 3 0 4 が穿孔されている。穿孔 1 3 0 4 は、ブレード 1 3 0 2 と内側管 1 3 0 0 との間の空間 1 3 0 6 内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体 / 組織排出口を与える。図の実施形態では、内側管 1 3 0 0 は、1 8 0 ° の半円をなし、液体 / 組織を排出する穴 1 3 0 4 が穿孔されている。管 1 3 0 0 は、活性ブレード 1 3 0 2 と、ブレード 1 3 0 2 の遠位先端部から距離 1 3 0 8 に位置する最遠位のオーバーモールド部分 1 3 1 0 と、の間に配置されている。

30

【 0 1 3 5 】

図 2 3 は、超音波ブレード 1 4 0 2 の長さ方向の部分 1 4 0 1 を隠す、液体案内リブが形成されるとともに穿孔された内側管 1 4 0 0 の一実施形態を示す。液体案内リブ 1 4 0 4 及び穿孔 1 4 0 6 は、ブレード 1 4 0 2 と内側管 1 4 0 0 との間の空間 1 4 1 0 内に蓄積し得る外科的物質を排出する液体排出口を与える。最遠位のオーバーモールドは、ブレード 1 4 0 2 の遠位先端部から距離 1 4 0 8 に位置している。図の実施形態には、リブ 1 4 0 4 は内側に放射状に延び、各リブ間に配置された穴 1 4 0 6 を有している。リブ 1 4 0 4 は、ブレード 1 4 0 2 に対してクリアランスを有している。リブ 1 4 0 4 の間隔は、液体のみが通過できるが、ある程度の大きさの固体は通過できないようなものである。この通路状の構成により、液体の速度が上がり、穴 1 4 0 6 から流れ出る確率が高くなる。

40

【 0 1 3 6 】

図 2 4 は、収束ダクト 1 5 0 2 を有する、液体案内リブが形成されるとともに穿孔された内側管 1 5 0 0 の一実施形態を示す。一実施形態では、収束ダクト 1 5 0 2 は、開口部 1 5 0 4 と流体移動可能に連結されていることにより外科的物質を排出するための液体排出口を与える。

【 0 1 3 7 】

図 2 5 は、超音波ブレード 1 6 0 4 の遠位シールの遠位に位置する部分と、管 1 6 0 6

50

と、の間の空間 1 6 0 2 を封止するための輪郭形成シール 1 6 0 0 の一実施形態を示す。輪郭形成シール 1 6 0 0 は、超音波ブレード 1 6 0 4 と 2 個の接点 1 6 0 8、1 6 1 0 を有することにより、摩擦及び干渉を最小に抑えけるとともに二重のシールを与えるようになっている。輪郭形成シール 1 6 0 0 によって外科的物質 1 6 1 4 を回収するためのキャビティ 1 6 1 2 が画定されている。

【0138】

図 27 は、超音波ブレード 1 8 0 4 の遠位シールの遠位に位置する部分と管 1 8 0 6 との間の空間 1 8 0 2 を封止するためのシール 1 8 0 0 の一実施形態を示す。可撓性シール 1 8 0 0 は、複数の接点 1 8 0 8 を有することにより、シール 1 8 0 0 とブレード 1 8 0 4 との間の低干渉の接点を与えるものである。複数の接点 1 8 0 8 は、液体が毛管作用によってブレード 1 8 0 4 のシャフトに吸い上げられることを低減させる。シール 1 8 0 0 のノーズ部分 1 8 1 0 及び複数の接点 1 8 0 8 は、ブレード 1 8 0 4 と管 1 8 0 6 との間の空間 1 8 0 2 に外科的物質が流入することを防止する。

10

【0139】

図 28 は、ブレードの振動によるブレードに沿った液体 / 組織の進入を防止するために超音波ブレード 1 9 0 0 の外表面 1 9 0 4 に形成されたエッチング領域 1 9 0 2 を示す。

【0140】

図 29 は、可動ジョー部材 2 0 0 2 と、シール 2 0 0 6 の内部に部分的に後退した摺動可能な超音波ブレード 2 0 0 4 と、を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 2 0 0 0 の一実施形態を示す。可動ジョー部材 2 0 0 2 は、クランプパッド 2 0 1 4 とシール 2 0 0 6 との接合面のネックダウン領域 2 0 1 2 によって形成されるリビングヒンジを有するクランプパッド 2 0 1 4 を有している。ブレード 2 0 0 4 は方向 2 0 1 0 に摺動可能であり、シール 2 0 0 6 の内部に受容される。シール 2 0 0 6 は内側管 2 0 0 8 と連結されることによってブレード 2 0 0 4 を管 2 0 0 8 に対して封止し、液体 / 組織の近位方向への移動を防止する。

20

【0141】

図 30 は、機械加工された窓 2 1 0 2 が形成された内側管 2 1 0 0 の一実施形態を示す。窓 2 1 0 2 は、内側管 2 1 0 0 と外側管との間で排液を可能とする。この実施形態は、例えば、図 21 に示される実施形態に代えて用いることができる。

【0142】

図 31 は、可動ジョー部材 2 2 0 2 及び超音波ブレード 2 2 0 4 を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 2 2 0 0 の一実施形態を示す。可動ジョー部材 2 2 0 2 は、可動ジョー部材 2 2 0 2 の輪郭（例えば、クランプアーム）を、ブレード 2 2 0 4 の周囲の空間内へと辿って組織係止要素 2 2 0 8 によって内側管の開口部を覆う延長クランプアームパッド 2 2 0 6 を有している。組織係止要素 2 2 0 8 は、外科的物質を一方にそらせて外科的物質がブレード 2 2 0 4 と内側管 2 2 1 2 との間の空間に流入することを防止する。組織係止要素 2 2 0 8 は、可動ジョー部材 2 2 0 2 の輪郭と一致することで内側管 2 2 1 2 の開口部 2 2 1 0 を覆っている。一実施形態では、クランプアームパッド 2 2 0 6 に組織係止要素 2 2 0 8 が機械加工されることにより、ブレード 2 2 0 4 と管 2 2 1 2 との間の干渉が最小に抑えられる。パッド 2 2 0 6 及び / 又は組織係止要素 2 2 0 8 は、テフロンなどの潤滑性材料で形成することによりブレード 2 2 0 4 にかかる荷重を最小に抑えることができる。

30

40

【0143】

図 38 は、可動ジョー部材 2 9 0 2 及び超音波ブレード 2 9 0 4 を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 2 9 0 0 の一実施形態を示す。可動ジョー部材 2 9 0 2 は、外科的物質を一方にそらせるための偏向パッド 2 9 0 6 を有するクランプアームパッド 2 9 0 8 を備えている。

【0144】

図 39 は、図 38 に示されるクランプアームパッド 2 9 0 8 及び偏向パッド 2 9 0 6 の正面図である。開口部 2 9 1 0 がこれに超音波ブレード 2 9 0 4 を通して受容するために

50

偏向パッド 2 9 0 6 に設けられている。

【 0 1 4 5 】

図 3 3 は、超音波ブレード 2 4 0 4 を、ブレードの遠位ノード 2 4 1 0 の遠位に位置する管 2 4 0 6 に対して封止するためのブーツバリア 2 4 0 2 の一実施形態を有する超音波ブレード 2 4 0 4 を備えたエンドエフェクタアセンブリ 2 4 0 0 の部分を示している。一実施形態では、ブーツバリア 2 4 0 2 は、ブレード 2 4 0 4 を外側管 2 4 0 8 内に配置された内側管 2 4 0 6 に対して封止する。図 3 3 に示される実施形態では、ブーツバリア 2 4 0 2 は、ブレード 2 4 0 4 の高負荷領域を覆うために F E P で形成することができる。図の実施形態では、外側管 2 4 0 8 はブレードの遠位ノード 2 4 1 0 で終端している。

【 0 1 4 6 】

図 3 4 は、可動ジョー部材 2 5 0 2 の縁部 2 5 0 8 の遠位に位置し、外側管 2 5 1 0 に固定されることによって組織の挟み込みを防止する可撓性シール 2 5 0 6 を含む、可動ジョー部材 2 5 0 2 及び超音波ブレード 2 5 0 4 を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 2 5 0 0 の一実施形態を示す。内側管 2 5 1 2 が外側管 2 5 1 0 の内部に配置されている。ブレード 2 5 0 4 は内側管 2 5 1 2 の内部に配置されている。

【 0 1 4 7 】

図 3 5 は、シール 2 6 0 6 が内側管 2 6 0 2 の内部に配置され、超音波ブレード 2 6 0 4 が内側管 2 6 0 2 の内部に配置されることによって使用者に見えなくなっている、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 0 0 の一実施形態を示す。ブレード 2 6 0 4 にかかる荷重を最小化するためにシール 2 6 0 2 を低摩擦材料で形成するか、又はシール 2 6 0 6 とブレード 2 6 0 4 との間に小さなクリアランス 2 6 0 8 を設けることによってブレードとの接触を防止することができる。シール 2 6 0 6 は、遠位シールの遠位に位置するブレード 2 6 0 4 と内側管 2 6 0 2 の内径との間に画定される空間 2 6 1 0 を封止することによってその内部に外科的物質が蓄積することを防止する。

【 0 1 4 8 】

図 3 6 は、ブレードの遠位シール 2 7 1 6 の遠位に位置するテーパ状内側管 2 7 0 4 部分を有する超音波ブレード 2 7 0 2 のシール機構 2 7 0 0 の一実施形態を示したものであり、内側管 2 7 0 4 が遠位端においてより小さい直径にまで細くネックダウンしており (2 7 0 6)、外科的物質の進入空間 2 7 0 8 が小さくなっている。従来の外側管 2 7 1 0 がテーパ状内側管 2 7 0 4 に被せて設けられている。ネックダウン領域 2 7 0 6 の近位に位置する内側管部分 2 7 1 2 の直径は、ネックダウン領域 2 7 0 6 の遠位に位置する内側管部分 2 7 1 4 の直径よりも大きくなっている。一実施形態では、ネックダウン領域 2 7 0 6 は、最遠位のオーバーモールド 2 7 1 6 の直ぐ遠位側の位置に一致する。一実施形態では、内側管 2 7 0 4 を最遠位のシールの遠位に位置する部分にわたってネックダウンさせることで液体及び固体が入る開放空間をより小さくすることができる。

【 0 1 4 9 】

図 3 7 は、超音波ブレード 2 8 0 4 が組立て時に貫通する、内側管 2 8 0 2 を覆って配置されたオーバーモールドされた可撓性シール 2 8 0 0 の一実施形態を示す。図に示されるように、ブレード 2 8 0 4 が装置組立て時に方向 2 8 0 6 に遠位方向に動かされると、ブレード 2 8 0 4 は、オーバーモールドされた可撓性シール 2 8 0 0 を貫通してブレード 2 8 0 4 と内側管 2 8 0 2 との間の空間 2 8 0 8 を封止する。外側管遠位クレビス 2 8 1 6 のクランプアーム枢動穴 2 8 1 4 により、可動ジョー部材は開閉可能となっている。外側管遠位クレビス 2 8 1 6 は、外側管の遠位端に配置されている。一実施形態では、クレビス 2 8 1 6 は外側管の遠位端に溶接することができる。

【 0 1 5 0 】

図 4 0 は、超音波ブレード 3 0 0 2 のシールシステム 3 0 0 0 の一実施形態を示す。可撓性シール 3 0 0 4 が、遠位シール部分 3 0 0 8 の遠位に位置する超音波ブレード 3 0 0 2 を封止している。一実施形態では、可撓性シール 3 0 0 4 は、ブレード 3 0 0 2 を内側管 3 0 0 6 の内径に対して封止する。

【 0 1 5 1 】

10

20

30

40

50

図４１は、輪郭形成内側管３１００、又は内側管３１００に取り付けられることにより液体の曲がりくねった経路３１０４を与える構成要素の一実施形態を示す。内側管３１００の１つの領域が、ブレードと接触するか又は環状経路を与えることで使用時に液体の進入を防止するＯリングを配置するために用いることができる、局所的にかしめられた一対の溝３１０６、３１０８を有している。

【０１５２】

図４２は、管アセンブリの遠位開口部を閉鎖するように機能し、ピンの周囲に延びるアームを介してブレード内のノード位置に取り付けられた、柔軟なアームを有する成形要素３１１０の一実施形態を示す。

【０１５３】

図４３は、内側管の内部に接着されたオーバーモールドされたシリコンバンパ３１１２の一実施形態を示す。バンパ３１１２は液体の進入を防止し、ブレードに実質上接触しないため、使用時にブレード荷重が増大しない。

【０１５４】

図４４～４７は、一対のマンドレル３１２０Ａ、３１２０Ｂを両端から内側管３１２２に挿入する方法の一実施形態を示す。マンドレル３１２０Ａ、３１２０Ｂは共に、シリコン（又はこれに相当する）バンパ３１２４の材料が注入されるオーバーモールドチャネルを形成する。この後、各マンドレルを取り出すとバンパ３１２４のみが残る。

【０１５５】

図４８は、超音波ブレード３２０４に対して封止していない内側管３２０２に取り付けられたオーバーモールドされたバンパ３１２４を有するシールシステム３２００の端面図を示す。図の実施形態では、シールシステム３２００は、成形されたバンパ３１２４が定位置に配された図４７に示される管アセンブリの端面図である。

【０１５６】

図５０は、超音波ブレードとの干渉が最小となるようにシリコンシール３６０２が取り付けられた内側管３６００の一実施形態を示す。

【０１５７】

図５１は、超音波ブレード３７０４を管３７０６に対して封止するためのシールシステム３７００の一実施形態を示す。図の実施形態では、シールシステム３７００は、遠位ノードの遠位に位置するブレード３７０４と内側管３７０６との間の空間３７０８内への外科的物質の進入を防止するための漏斗３７０２を有している。漏斗３７０２は、外科的物質を遠位方向にそらせる。

【０１５８】

図５２は、組立て時に超音波ブレードが貫通し、位置３８０４で拡張する内側管３８００に被せて配置された可撓性シール３８０２の一実施形態を示す。

【０１５９】

図５３は、遠位ノードの遠位において超音波ブレード３９０２に取り付けられたオーバーモールドされた可撓性シール３９００の一実施形態を示す。

【０１６０】

図５４は、遠位ノードの遠位において超音波ブレード４００２に取り付けられたオーバーモールドされた可撓性シール４０００を示す。一実施形態では、オーバーモールドされた可撓性シール４０００はＦＥＰ材料で形成される。

【０１６１】

図５５は、遠位ノードの遠位において超音波ブレード４１０８を封止するための複数のドーナツ状シール４１０２、４１０４、４１０６を有するシーリングシステム４１００の一実施形態を示す。ドーナツ状シール４１０２、４１０４、４１０６は、ブレード４１０８と干渉しない小さなオーバーモールド要素４１１０によって懸吊されている。

【０１６２】

図５６は、開位置にある可動ジョー部材４２０２、超音波ブレード４２０４、及びワイパーシール４２０８を含む摺動可能な内側管４２０６を有する医療用鉗子を構成するエン

10

20

30

40

50

ドエフェクタアセンブリ 4 2 0 0 の一実施形態を示す。図 5 6 に示されるように、摺動可能な内側管 4 2 0 6 は、ジョー部材 4 2 1 2 が方向 4 2 1 2 に開くと方向 4 2 1 0 に遠位方向に動く。ワイパーシール 4 2 0 8 はブレード 4 2 0 4 を包囲している。ジョー部材 4 2 0 2 が方向 4 2 1 2 に開くと、ワイパーシール 4 2 0 8 は内側管 4 2 0 6 とともに方向 4 2 1 0 に遠位方向に動くことによってブレード 4 2 0 4 から外科的物質を拭き取る。

【 0 1 6 3 】

図 5 7 は、閉位置にある可動ジョー部材 4 2 0 2 を有する医療用鉗子を構成する、図 5 6 に示されるエンドエフェクタアセンブリ 4 2 0 0 の一実施形態を示す。図 5 7 に示されるように、ジョー部材 4 2 0 2 が方向 4 2 1 6 に閉じると、内側管 4 2 0 6 は方向 4 2 1 4 に近位方向に動いてワイパーシール 4 2 0 8 を後退させる。ブレード 4 2 0 4 をワイパーシール 4 2 0 8 で拭くためには、図 5 6 に関連して述べたようにジョー部材 4 2 0 2 が開かれる。

10

【 0 1 6 4 】

図 5 8 は、閉位置が実線で示され、開位置が破線で示された可動ジョー部材 4 3 0 2、超音波ブレード 4 3 0 4、摺動可能な外側管 4 3 0 6、及び固定内側管 4 3 0 8 を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 4 3 0 0 の一実施形態を示したものであり、オーバーモールドされた可撓性シール 4 3 1 0 がブレード 4 3 0 4 に被せて内側管 4 3 0 8 上に配置されている。

【 0 1 6 5 】

図 5 9 は、開位置にある可動ジョー部材 4 3 0 2 を有するエンドエフェクタアセンブリ 4 3 0 0 の一実施形態を示す。図 5 9 に示されるように、ジョー部材 4 2 0 2 が開かれると、オーバーモールドされた可撓性シール 4 3 1 0 が装置ののど部 4 3 1 2 を封止することにより、ブレード 4 3 0 4 と内側管 4 3 0 8 との間の空間 4 3 1 4 に外科的物質が流入することを防止する。

20

【 0 1 6 6 】

超音波装置の代替的な閉鎖機構

本開示の超音波装置は、チューブインチューブ (T n T) 閉鎖機構を用いることによって、本明細書において可動ジョー部材と称するクランプアームが、超音波ブレードの作用長さに対して閉鎖することを可能とする。超音波装置の代替的な閉鎖機構の以下の実施形態は、いくつかの利点をもたらすことができる。例えば、外側管に対して内側管を作動させる牽引力に差が生じ得ることから、装置の締め付け力に変化が生じ得る。更に、外側管上でのクランプアームの枢動位置により、鋭角の閉鎖が生じ、不均一な閉鎖プロファイルへの衝撃が増大される。更に、本装置の機構は、従来、管アセンブリの近位端の近くに位置する絶縁ピンの位置において積層要素が内側管と外側管とを連結しているために、構成要素の変更による影響を受け得る。

30

【 0 1 6 7 】

代替的な閉鎖機構を有する超音波装置の一実施形態について、図 6 0 ~ 6 2 に関連して以下に述べる。一実施形態では、超音波装置は、遠位ノードに通孔を有する振動ブレード、アクチュエータ機構、遠位端にカム面を有する外側管、及びクランプアームを有している。別の実施形態では、クランプアームは、振動ブレードに回転可能に固定される。別の実施形態では、クランプアームは、外側管と振動ブレードとの間の相対運動によってカム動作で (振動ブレードに対して) 開閉する。更なる別の実施形態では、クランプアームの 1 又は 2 以上の枢動軸が振動ブレードの遠位ノードに配置される。例示的な実施例を以下に述べる。

40

【 0 1 6 8 】

図 6 0 は、可動ジョー部材 4 4 0 2 及び超音波ブレード 4 4 0 4 を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 4 4 0 0 の一実施形態の斜視図であり、可動ジョー部材は遠位ノード 4 4 0 6 に回転可能に取り付けられている。外側管 4 4 1 2 は、内部に配置された超音波導波管 4 4 1 4 を示すために透明なものとして示されている。図 6 1 は、可動ジョー部材 4 4 0 2 が開位置にある、図 6 0 に示されるエンドエフェクタアセンブリ

50

リ４４００の側面図であり、エンドエフェクタアセンブリ４４００は、ブレード４４０４と外側管４４１２との間で相対運動する際に可動ジョー部材４４０２を回転させる外側管カム溝４４０８、４４１０を示すために透明なものとして示されている。図６２は、可動ジョー部材４４０２の枢動軸４４１６を示すエンドエフェクタアセンブリ４４００の一実施形態を示す。

【０１６９】

次に図６０～６２を参照すると、一実施形態では、可動ジョー部材４４０２（例えば、クランプアーム）はブレード４４０４に回転可能に直接固定されている。この固定は、内側管を省き、装置の音響トレーンと干渉しないように可動ジョー部材４４０２をブレード４４０４の最遠位のノード４４０６に取り付けることによって実現される。取付けは、通孔及び可動ジョー部材４４０２に取り付けられた絶縁ピン４４１６の使用によって行うことができるが、例えば、ピン、ねじ、スナップ嵌め、オーバーモールドなどの他の取付け手段を使用することも可能であり、想到される。更に、外側管４４１２はカム面を有し、このカム面が、ブレード４４０４と外側管４４１２との間で相対運動が生じる際に、可動ジョー部材４４０２がブレード４４０４のピン４４１６において枢動軸を中心として回転するようにジョー部材４４０２に取り付けられた第２のピン４４１８を配置する。更に、スプライン、曲線など、カム面の更なる幾何形状が考えられる。図６２に示されるように、ピン４４１６における枢動位置は、従来の装置よりも、より近位置に配置されている。可動ジョー部材４４０２を遠位ノード４４０６においてブレード４４０４に固定することの効果により、ブレード４４０４の作用部分４４２０に沿って、より平行な閉鎖が可能となり、その結果、より均一な圧力プロファイルが得られる。一実施形態では、図６０～６２に関連して述べられる構成はより低い温度で動作し、可動ジョー部材４４０２内のポリイミドクランプアームパッドの必要性をなくすることができる。図６２の実施形態には示されていないが、外側管４４１２は、非作用ブレード４４０４の表面と組織が接触することを防止するために、ブレードの軸に沿って長手方向に延びてもよい。

【０１７０】

代替的な閉鎖機構を有する超音波装置の別の実施形態について、図６３～６７に関連して以下に述べる。従来の閉鎖機構は、外側管に対する内側管及びブレードのオーバーモールドに対する内側管の相対運動によって生じる摩擦損失を受ける。こうした摩擦損失は、使用者によって経験される低い組織フィードバックに起因し得るものである。更に、チューブ・イン・チューブ式の閉鎖に伴うクランプ力及び圧力プロファイルは、構成要素の変更による影響を受け得る。公差をより厳密にするか、又は閉鎖に関わる構成要素の数を減らすことにより、より一貫した封止及び切断性能を実現することができる。これらの問題及び他の問題を解決するため、一実施形態では、超音波装置は、遠位ノードを貫通する穴を有する振動ブレード、外側管、クランプアーム、及び剛性リンクを備える。別の実施形態では、クランプアームは、剛性リンク及び回転関節のシステムによって振動ブレードに連結される。例示的な実施例を以下に述べる。

【０１７１】

図６３は、閉位置にある可動ジョー部材４５０２及び超音波ブレード４５０４を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ４５００の一実施形態の側面図である。エンドエフェクタアセンブリ４５００は、外側管４５０８とブレード４５０４との間の相対運動を利用して可動ジョー部材４５０２を開閉するリンク機構４５０６を有している。図６４は、可動ジョー部材４５０２が開位置にある、図６３に示されるエンドエフェクタアセンブリ４５００の側面図である。図６５は、可動ジョー部材４５０２が開位置にある、図６３に示されるエンドエフェクタアセンブリ４５００の底面図である。図６６は、可動ジョー部材４５０２が開位置にある、図６３に示されるエンドエフェクタアセンブリ４５００の斜視図である。図６７は、可動ジョー部材４５０２が開位置にある、図６３に示されるエンドエフェクタアセンブリ４５００の斜視図である。

【０１７２】

ここで図６３～６７を参照すると、一実施形態では、リンク機構４５０６は、外側管４

508とブレード4504との間の相対運動を利用して可動ジョー部材4502（例えば、クランプアーム）を作動するように構成された四棒リンク機構とすることができる。内側管は剛性リンク4506に置き換えることができる。リンク4506は、遠位ノード4510を貫通してブレード4504にピン固定することができるが、ピン、ねじ、スナップ嵌めなどの他の締結手段も考えられる。ピン4512を遠位ノード4510に配置することにより、超音波装置の音響トレーンへの干渉が最小に抑えられる。次いで、リンク4506を可動ジョー部材4502の底部4514にピン4516によりピン固定し、可動ジョー部材4502の第2の枢動軸を外側管4508の端部にピン4518によってピン固定する。クランプ締めは、外側管4508を、方向4520にブレード4504に対して前方に変位させることによって実現することができる。リンク4506構成要素により、遠位ノード4510とクランプアームの下側枢動軸との間の距離が一定に保たれる。リンク4506があることで、外側管4508が方向4520に変位させられるのに従って、可動ジョー部材4502は強制的に回転させられる。一実施形態では、剛性リンク4506は、プログレッシブスタンピングにより形成される小さなステンレス鋼の構成要素で構成することができるが、金属射出成形（MIM）、プラスチック射出成形により形成されるポリマーなどの他の材料及び製造プロセスも考えられる。剛性リンク4506の使用により、トリガアセンブリの簡素化も図られる。例えば、内側管を作動するためのトリガアセンブリを省略することができる。四棒リンク機構4506の使用により、管アセンブリにおける摩擦損失も低減され、累積圧力プロファイルの変動も低下する。

10

20

【0173】

代替的な閉鎖機構を有する超音波装置の更なる別の実施形態について、図68～70に関連して以下に述べる。図68～70に示される実施形態は、既存の超音波装置のブレード、可動ジョー部材、内側管、絶縁ピン、及び回転ノブ間の累積公差などの問題を解決するものである。

【0174】

図68は、可動ジョー部材4602及び超音波ブレード4604を有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ4600の一実施形態の斜視図であり、可動ジョー部材4602は開位置に示されている。内側管4608がブレード4604に対して直動されることによって可動ジョー部材4602が開閉される。図69は、外側管4606を外した内側管4608の斜視図である。内側管4608は、図68に示されるエンドエフェクタアセンブリ4600と動作可能に連結されている。図70は、図69に示される内側管4608の切欠き部4610の斜視図である。

30

40

【0175】

ここで図68～70を参照すると、一実施形態では、内側管4608は、ブレード4604に対して直動することによって可動ジョー部材4602（例えば、クランプアーム）を動かし、ブレード4604に対するクランプ圧力を発生するように構成されている。図68～70に示される実施形態では、可動ジョー部材4602は内側管4608上の枢動軸4612に取り付けられ、そこで枢動する。外側管4606は方向4614に直動して可動ジョー部材4602を枢動させる。内側管4608は、ブレード4604のノード位置に配置される、ブレード4604に形成された切欠き4616、4618内に内側に押し込まれる、図69及び70に示されるような切欠き領域4610を有している。一実施形態では、切欠き領域4610内のブレード4604の部分をシリコンオーバーモールドの薄層でコーティングすることによって、内側管4608とブレード4604との緊密な関係を与えることができる。このような緊密な関係は、ブレード4604の切断表面4620に対して良好な可動ジョー部材4602の回転動作を与えるものである（図68）。図68に示されるように、一実施形態では、可動ジョー部材4602の内側部分にクランプアームパッド4622を更に設けることができる。

【0176】

図71は、閉位置にある可動ジョー部材4702、超音波ブレード4704、及びブレード4704の撓みを防止するように構成されたシャフトアセンブリ4706を有するエ

50

ンドエフェクタを有する医療用鉗子を構成するエンドエフェクタアセンブリ 4700 の一実施形態を示す。ブレードノード 4718 の遠位ノードの近位に位置する 1 つにおいて内側管 4710 上に撓み防止要素 4720 が設けられることによって、可動ジョー部材 4702 によるブレード 4704 の撓みが防止される。一実施形態では、ブレード 4704 の下向き 4712 の撓みは、遠位ノードの近位に位置するノード 4714 における撓み防止要素 4720 の下向きの応答力によって防止される。一実施形態では、撓み防止要素 4720 は、内側管腔内への隆起を含むことにより、クランプ締め力に対する下向きの抗力を与えることができる。別の実施形態では、内側管 4710 に窓 4708 を切り抜くことによって、内側管 4710 の対向壁と接触することなく、下向きの力がブレード 4704 を撓ませることができる。

10

【0177】

本明細書に開示される内側管及び／又は外側管のいずれも、水分及び絶縁バリアとして用いられるポリマーでコーティングすることができる。これらの中でも、そのバリア特性、コスト、及び他の処理上の利点からパリレン C を選択することができる。パリレンは、例えば、各種の化学蒸着されるポリ (p - キシリレン) の商品名である。このポリマーコーティングは、ブレードから隣接する金属部品へのシャフト内での短絡を防止するために用いられる。一実施形態では、内側管 (例えば、アクチュエータ) のみをコーティングすることにより、複合型超音波 / パイポラ (RF) 装置における一方の「極」であるブレードと内側管との短絡を防止することができる (その場合、他方の「極」は外側管及びクランプアームである)。内側管の絶縁により、代替的な一実施形態と考えることができる

20

【0178】

トランスデューサ支持体及び単一の構成要素による回転の制限

一実施形態では、シャフト回転リミッタは、ねじ連結によってトランスデューサのフランジと干渉する 1 個の部品からなる。回転リミッタは、シュラウドチャンネル内に固定された構成要素を通じた径方向の支持を与える。回転の量は、構成部品にトランスデューサに沿ってねじ山が形成されているため、シュラウドチャンネル内の構成要素の許容される横方向の運動によって制限される。シャフト回転リミッタの一例を、図 72 に関連して下記に述べる。

【0179】

図 72 は、トランスデューサの回転を可能とする外側ねじ山 4804 を組み込む改良フランジ 4802 を有する超音波トランスデューサ 4800 の一実施形態を示す。図の実施形態では、トランスデューサフランジ 4802 は外側ねじ山 4804 を組み込むように改変されている。外側ねじ山 4804 は、内側ねじ山を有する構成要素 4810 と、少なくとも 2 個の突出ボス 4806、4808 において噛合することができる。突出ボス 4806、4808 は、装置のシュラウドのチャンネルに嵌まり込んでトランスデューサの回転を制限する。内径にねじ山が形成された構成要素 4810 は、ねじ連結によってトランスデューサ 4800 と相互作用する。構成要素 4810 の横方向の運動はシュラウドチャンネルによって制限されているため、構成要素 4810 は径方向の支持を与える。内径にねじ山が形成された構成要素 4810 は、トランスデューサ 4800 の回転運動を構成要素 4810 の横方向の運動に変換する。ブレード又はトランスデューサ 4800 の回転は、固定された回転ノブによって与えることができる。ノブを回転させることによって、内側にねじ山が形成された構成要素 4810 が横方向に直動し、構成要素 4810 がそれ以上直動できなくなった時点で回転が制限される。このような横方向の運動は、シュラウドにおけるチャンネルの長さ又はトランスデューサ上のねじ山が形成されたフランジ 4802 の長さによって規定され得る。シュラウドは 360° を超える回転を可能とする。トランスデューサ 4800 の回転の量は、シュラウドチャンネル (図示せず) 内の構成要素 4810 の許容される横方向の運動によって制限される。

30

40

【0180】

360° よりも大きく回転する超音波装置の回転の制限

50

図 7 3 は、シュラウド 4 9 0 2、及びシュラウド 4 9 0 2 の 1 / 2 の点に嵌め付けられたゲート 4 9 0 4 を有する超音波トランスデューサ回転システム 4 9 0 0 の断面図である。図の実施形態では、ゲート 4 9 0 4 は L 字形状であり、シュラウド 4 9 0 2 の一部分の内部に配置された中心軸 4 9 0 8 から固定角度で延びる 2 個の翼状要素 4 9 0 6 A、4 9 0 6 B (それぞれ右翼状要素及び左翼状要素) を有している。回転ノブ及び左側シュラウド又は右側シュラウド 4 9 0 2 の改変と、1 個の更なる構成要素とによって約 6 9 0 ° の回転 (ほとんど 2 回転) が可能である。回転ノブは、操作者によって装置のシャフト及び超音波トランスデューサを回転させるために使用される。更なる構成要素をここではゲート 4 9 0 4 と呼ぶ。ゲート 4 9 0 4 は、シュラウド 4 9 0 2 内で軸 4 9 0 8 を中心として 2 つの位置に回転によって動くことが可能である。回転ノブは、ゲート 4 9 0 4 と接触するように延びる更なる輪郭形成された突出要素を有する。ゲート 4 9 0 4 がシュラウド 4 9 0 2 に挿入されると、シュラウド 4 9 0 2 とゲート 4 9 0 4 との間に最小量の摩擦接触が生じ、ゲート 4 9 0 4 が回転ノブと接触していない間にゲート 4 9 0 4 が定位置に保持される。シュラウド 4 9 0 2 内においてゲート 4 9 0 4 は、円筒状穴 4 9 1 2 とわずかなアンダーカットを有する 2 個のボス 4 9 1 4、4 9 1 6 とによって拘束されている。円筒状穴 4 9 1 2 内に置かれるゲート 4 9 0 4 の軸 4 9 0 8 は、回転ノブ上の凹凸要素によって一部拘束される。ゲート 4 9 0 4 は、剛性金属若しくは単一のプレス加工された金属部品で構成するか、又はプラスチックから射出成形することができる。ゲート 4 9 0 4 は、軸 4 9 0 8 を中心としたゲート 4 9 0 4 の自由回転を可能とするようにシュラウド 4 9 0 2 内にスナップ嵌めされるか、又はシュラウド 4 9 0 2 に超音波溶接若しくは熱かしめされる。

10

20

【0181】

図 7 4 A ~ 7 4 C は、ゲート / 回転ノブの相互作用の力学を示す。図 7 4 A は、左付勢位置にあるゲート 4 9 0 4 を示したものであり、これにより、回転ノブ上の輪郭形成された突出要素 4 9 1 0 がゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A と接触することによってゲート 4 9 0 4 の左翼状要素 4 9 0 6 B がシュラウド 4 9 0 2 に対して静的に反応することにより運動を妨げるまで、回転ノブを時計回りに 6 9 0 ° 回転させることができる。したがって、始点において、回転ノブの輪郭形成された突出要素 4 9 1 0 は、ゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A の外面と接触しており、反時計回り方向にのみ動くように拘束されている。

30

【0182】

図 7 4 B は、ゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A を右付勢位置に回転させるまで 3 6 0 ° 逆方向に回転された回転ノブを示している。3 6 0 ° 一回転すると、回転ノブ突出要素 4 9 1 0 はゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A の内面と接触し、ノブが回転するに従ってゲート 4 9 0 4 を右に回転させる。

【0183】

図 7 4 C は、ゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A を右付勢位置に回転させた後の回転ノブを示している。この後、回転ノブの輪郭形成された突出要素 4 9 1 0 がゲート 4 9 0 4 の左翼状要素 4 9 0 6 B と接触して、ゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A がシュラウド 4 9 0 2 に対して静的に反応することにより運動を妨げるまで、回転ノブを更に 3 3 0 ° 回転させることができる。6 9 0 ° の回転後、回転ノブはゲート 4 9 0 4 の左翼状要素 4 9 0 6 B の外面と接触する。ゲート 4 9 0 4 の右翼状要素 4 9 0 6 A はシュラウド 4 9 0 2 と接触しており、したがって回転ノブの反時計回り方向への更なる回転を阻止する。この過程は逆転させて回転ノブをその開始位置に戻るまで時計回りに回転させることができる。

40

【0184】

図 7 5 は、シュラウド 4 9 2 2、及びシュラウド 4 9 2 2 の 1 / 2 の点に嵌め付けられたゲート 4 9 2 4 を有する超音波トランスデューサ回転システム 4 9 2 0 の断面図であり、回転システムは半柔軟性要素を有している。図の実施形態では、ゲート 4 9 2 4 は L 字形状であり、シュラウド 4 9 2 2 の一部分の内部に配置された中心軸 4 9 2 8 から固定角

50

度で延びる２個の翼状要素４９２６Ａ、４９２６Ｂ（それぞれ右翼状要素及び左翼状要素）を有している。回転ノブ及び左側シュラウド又は右側シュラウド４９２２の改変と、１個の更なる構成要素とによって約６９０°の回転（ほとんど２回転）が可能である。回転ノブは、操作者によって装置のシャフト及び超音波トランスデューサを回転させるために使用される。更なる構成要素をここではゲート４９２４と呼ぶ。ゲート４９２４は、シュラウド４９２２内で軸４９２８を中心として２つの位置に回転によって動くことが可能である。回転ノブは、ゲート４９２４と接触するように延びる更なる輪郭形成された突出要素を有する。ゲート４９２４がシュラウド４９２２に挿入されると、シュラウド４９２２とゲート４９２４との間に最小量の摩擦接触が生じ、ゲート４９２４が回転ノブと接触していない間にゲート４９２４が定位置に保持される。シュラウド４９２２内においてゲート４９２４は、円筒状穴４９３２とわずかなアンダーカットを有する２個のボス４９３４、４９３６とによって拘束されている。円筒状穴４９３２内に置かれるゲート４９２４の軸４９２８は、回転ノブ上の凹凸要素によって一部拘束される。ゲート４９２４は剛性金属で形成するか、又はプラスチックから射出成形することができる。ゲート４９２４は、軸４９２８を中心としたゲート４９２４の自由回転を可能とするようにシュラウド４９２２内にスナップ嵌めされるか、又はシュラウド４９２２に超音波溶接若しくは熱かしめされる。

10

【０１８５】

トランスデューサが組み込まれた超音波切断装置の制限されない（連続的な）回転は、コスト効率が高くない場合がある更なる構成要素の使用を必要とする。コスト効率の高い解決策の１つに、装置のシャフトの回転を制限することにより、トランスデューサと手動作動回路との間の直接的な有線接続を可能とすることがある。回転を制限するが、ハードストップに突き当たる前に触覚的フィードバックを与える触覚的効果が機構に追加される。このような触覚的フィードバック要素は、使用者が行う必要のある課題を達成するうえで十分な回転が得られるように更なる回転を得るために使用者が手首を回すか、又は中間位置に戻るまで装置を回転させることを選択することにより、使用者が装置の使い方を変えることを可能とし得るものである。

20

【０１８６】

図１１２Ａ及び１１２Ｂは、組み込まれるトランスデューサ６２１６用の無制限回転接続機構の一実施形態を示す。無制限回転接続機構は、超音波トランスデューサ回転システム６２２０によって与えることができる。超音波トランスデューサ回転システム６２２０は、例えば、オスプラグ６２２２及びメスレセプタクル６２２４を有し得る。オスプラグ６２２２は、超音波トランスデューサ６２１６と例えば電源システム６２４８との間の電氣的接続を維持しながら、メスレセプタクル６２２４内で自由に回転できるように構成することができる。例えば、一実施形態では、オスプラグ６２２２及びメスレセプタクル６２２４は、ステレオプラグ及びジャックで構成することができる。図１１２Ａは、オスプラグ６２２２及びメスレセプタクル６２２４を、連結されていない、すなわち嵌合されていない位置で示している。図１１２Ｂは、オスプラグ６２２２及びメスレセプタクル６２２４を、連結された、すなわち嵌合された位置で示している。嵌合された位置では、オスプラグ６２２２は、オスプラグ６２２２とメスレセプタクル６２２４との間の電氣的接続を維持しながらメスレセプタクル内で自由に回転することができる。

30

40

【０１８７】

図１１３Ａ～１１３Ｃは、無制限回転接続機構６５２０の一実施形態を示す。無制限回転接続機構６５２０は、オスプラグ６５２２及びメスレセプタクル６５２４で構成することができる。オスプラグ６５２２は、絶縁管６５２８と連結された複数の電極６５２６ａ～ｄを有し得る。オスプラグ６５２２はシャフト／トランスデューサアセンブリと連結することができる、シャフト／トランスデューサアセンブリと一緒に回転することができる。特定の実施形態では、第１及び第２の電極６５２６ａ及び６５２６ｂをトランスデューサと連結することができる。特定の実施形態では、第３及び第４の電極６５２６ｃ及び６５２６ｄをエンドエフェクタに配置されたバイポーラ電極と連結することができる。モノポ

50

ーラ電極配置のような特定の実施形態では、第4の電極6526dを省略することができる。複数の電極6526はそれぞれ導線6530a~6530dと連結することができる。メスレセプタクル6524は、複数の螺旋状接点6532a~6532dを有し得る。複数の螺旋状接点6532a~6532dは、オスプラグ6522がメスレセプタクル6524に挿入される際に複数の螺旋状接点6532a~6532dのそれぞれがオスプラグ6522上の対応する電極6526a~6526dと電氣的に連結されるように配置することができる。図113Bは、B-B線に沿ったメスレセプタクル6524の断面図を示す。メスレセプタクル6524は、絶縁体6534a~6534dによって隔てられた個別の螺旋状接点6532a~6532dを有している。図113Cは、螺旋状接点6532aの個別の螺旋状接点の断面形状を示す。螺旋状接点6532aは、第1の金属板6536a及び第2の金属板6536bで構成することができる。オスプラグ6522と金属板6536a、6536bとの接触を確実にするため、複数の撚り合わされた導線6538を螺旋状に撚り合わせることができる。特定の実施形態では、螺旋の方向を交互にすることですべての回転方向の接続性を高めることができる。撚り合わされた導線6538は双曲線形状を構成し得る。

10

20

30

40

50

【0188】

このような触覚的フィードバック要素が、回転ノブ上にゲート4924と接触するように延びる更なる輪郭形成された突出要素4930を有する図73~74に示される制限回転機構に追加される。図75~76に示される実施形態では、回転ノブ上に配置された輪郭形成された突出要素4930(図76A~76C)は半柔軟性材料で形成することができる。あるいは、要素4938により示される輪郭形成された突出要素4930の部分を半柔軟性材料で形成してもよい。半柔軟性材料は、ゴム、中~高密度ゴム、シリコン、熱可塑性エラストマー、ステンレス鋼の弾性片、ばね鋼、銅、形状記憶金属などで形成することができる。これらの材料のいずれも、回転ノブにインサート成形又は機械的に連結することができる。

【0189】

回転ノブ上の輪郭形成された突出要素4930(図76A~76C)の目的は、ゲート4924と接触してゲート4924が機能するうえで必要とされる運動を与えることである。輪郭形成された突出要素4930の回転ノブ要素に柔軟性を加えることで、ハードストップに接触する回転の数度手前でハードストップに近づいていることを使用者が感じる事が可能となる。このようなフィードバックは、使用者が行う必要のある課題を達成するうえで十分な回転が得られるように更なる回転を得るか、又は中間位置に戻るまで装置を回転することを選択するために使用者が手首を回すことによって、使用者による装置の使い方を変えることを可能とし得るものである。

【0190】

図76A~76Cは、ゲートと回転ノブとの相互作用の力学を示したものであり、回転ノブは触覚的フィードバック要素を有している。図76Aは、左付勢位置にあるゲート4924を示したものであり、これにより、回転ノブ上の輪郭形成された突出要素4930がゲート4924の右翼状要素4906Aと接触することによってゲート4924の左翼状要素4926Bがシュラウド4922に対して静的に反応することにより運動を妨げるまで、回転ノブを時計回りに690°回転させることができる。したがって、始点において、回転ノブの輪郭形成された突出要素4930は、ゲート4924の右翼状要素4926Aの外表面と接触しており、反時計回り方向にのみ動くように拘束されている。半柔軟性材料の層(インサート成形されたもの)4938を、輪郭形成された突出要素4930の片側又は両側に配置することができる。半柔軟性材料4938は、ゴム、中~高密度ゴム、シリコン、熱可塑性エラストマー、ステンレス鋼の弾性片、ばね鋼、銅、形状記憶金属などで形成することができる。これらの半柔軟性材料4938のいずれも、回転ノブにインサート成形するか又は機械的に連結することができる。

【0191】

図76Bは、ゲート4924の右翼状要素4926Aを右付勢位置に突き当てるまで3

60°逆方向に回転された回転ノブを示している。360°一回転すると、回転ノブの輪郭形成された突出要素4930はゲート4924の右翼状要素4926Aの内面と接触し、ノブが回転するに従ってゲート4924を右に回転させる。半柔軟性材料4938は使用者に触覚的フィードバックを与える。

【0192】

図76Cは、ゲート4924の右翼状要素4926Aを右付勢位置に回転させた後の回転ノブを示している。この後、回転ノブの輪郭形成された突出要素4930がゲート4924の左翼状要素4926Bと接触して、ゲート4924の右翼状要素4926Aがシュラウド4922に対して静的に反応することにより運動を妨げるまで、回転ノブを更に330°回転させることができる。690°の回転後、回転ノブはゲート4924の左翼状要素4926Bの外表面と接触する。ゲート4924の右翼状要素4926Aはシュラウド4922と接触しており、したがって回転ノブの反時計回り方向への更なる回転を阻止する。この過程は逆転させて回転ノブをその開始位置に戻るまで時計回りに回転させることができる。半柔軟性材料4938は使用者に触覚的フィードバックを与える。半柔軟性材料4938の触覚的フィードバック要素は、使用者が行う必要のある課題を達成するうえで十分な回転が得られるように更なる回転を得るために使用者が手首を回すか、又は中間位置に戻るまで装置を回転することを選択することにより、使用者が装置の使い方を変えることを可能とし得るものである。

【0193】

統合型超音波／RF発生装置によるRFスポット凝固

図77は、超音波ブレード／ホーン5002が超音波発生器5004の正のリード線5006に電氣的に接続され、更にRF発生器と連結されることによって組織5018にRFエネルギーを印加することによりスポット凝固を与えるように電氣的に接続された統合型RF／超音波器具5000を示す。統合型RF／超音波器具5000は、超音波カップリング圧力を必要とすることなく広汎性出血（毛細管出血、切開部位浸出）の拾い塗を可能とする。更に、摩擦に基づいた組織効果が有効であるようにブレードを組織と連結するために超音波器具で必要とされるカップリング圧力は比較的高く、これにより、（1）緩く支持された（すなわち、クランプ締めされていない）組織において止血効果を生じるのに十分な圧力を加えることが困難となるか、又は（2）過度の組織破壊を生じるようなカップリング圧力となり、これにより多くの場合、広汎性出血が悪化する。

【0194】

一実施形態では、統合型RF／超音波器具5000は、ホーン／ブレード5002が発生装置5004の正のリード線5006に直接接続されるように配線される。従来の超音波装置は、負の／リターンリード線がホーン／ブレードに接続されるように配線されている。（1）超音波及び（2）バイポーラ（RF）の2つの装置の機能が行われるようにスイッチ5010が設けられている。スイッチ5010の第1の状態は、発生装置5004がPZT積層体5020を駆動するように負の／リターンリード線5008を圧電トランスデューサ（PZT）積層体5020と接続する。スイッチ5010の第2の状態は、PZT積層体5020を隔離し、導電体5014を介して負の／リターン5008を装置の管5016及び可動ジョー部材5022（例えば、クランプアーム）と接続し、発生装置5004の信号をブレード5002とクランプアーム5022との間に配置された組織5018を通じて流す。組織5018の抵抗が容器を封止する。信号パラメータ（例えば、振幅、周波数、パルス発生、変調など）を調節するため、フィードバック信号は発生装置5004にも戻される。

【0195】

一実施形態では、統合型RF／超音波器具5000はシーリングボタンを有してもよく、これが押されると、発生装置5004がハンドピースを通じて超音波ブレード5002へとバイポーラRFエネルギーを発生し、クランプアーム5022を通じて戻す。一実施形態では、RF電流はブレード5002の外側を流れてもよく、丈夫なバイポーラシールを形成する。バイポーラRFエネルギーの持続時間は約1秒間であってよく、この後、あ

るアルゴリズムが発生装置 5004 を超音波出力曲線に切換え、ブレード 5002 が作動されて 2 個の RF シールの中で切断が完了する。

【0196】

超音波切断も、ある程度のシール機能を与えることができる。RF エネルギーの印加により、ブレード 5002 の両側の定位置に RF シールが存在する信頼性が高められる。

【0197】

一実施形態では、RF / 超音波装置は、遠位端が熱的及び電氣的絶縁材料でコーティングされたブレード又はクランプアーム又はその両方を有し、ブレード又はクランプアーム又はその両方の遠位端は用途に応じて異なる程度の露出（コーティングされていない）領域を有し得る。別の実施形態では、ブレード又はクランプアーム又はその両方の露出領域は用途に応じて異なってよく、対称的又は非対称的のいずれかであってよい。一実施形態では、ブレードの露出領域は、少なくとも 1 つのコーティング部分によって隔てられた少なくとも 1 つの露出領域 / 部分を有し得る。一実施形態では、ブレード又はクランプアーム又はその両方をマスキングして露出領域を形成するためのプロセスが提供される。あるいは、コーティングを選択的に除去して同じ所望の効果を得ることもできる。このようなコーティングされたブレードの具体的な実施形態について、図 80 ~ 95 に関連して以下に述べる。

【0198】

図 78 は、摺動式メス嵌合プラグ 5048 と嵌合された 4 線ジャックコネクタ 5046 を有する発生装置 5032 のようなエネルギー源と電氣的に接続された統合型 RF / 超音波器具 5030 の一実施形態を示す。図 79 は、超音波トランスデューサ 5034 と連結された摺動式メス嵌合プラグ 5048 と嵌合された 4 線ジャックコネクタ 5046 の詳細図である。図 78 ~ 79 を参照すると、一実施形態では、発生装置 5032 は、超音波発生装置 5040 などの第 1 の超音波エネルギー源、及び RF 発生装置 5044 などの第 2 の RF エネルギー源を、個別に、又は同じハウジング内に統合された形態のいずれかで有し得る。超音波トランスデューサ 5034 は、超音波発生装置 5040 の正及び負のリード線 5036 (H+)、5038 (H-) に電氣的に接続されている。モノポーラ正リード線 (M+) が RF 発生装置 5044 と連結されている。4 線ジャックコネクタ 5046 は、摺動式メス嵌合プラグ 5048 と嵌合することにより、1) 超音波発生装置 5040 のリード線 5036、5038 の超音波トランスデューサ 5034 への接続、又は 2) モノポーラ RF 発生装置 5044 のリード線 5042 のトランスデューサ 5034 への接続のいずれかを電氣的につなげることによって、超音波発生装置 5040 及びモノポーラ RF 発生装置 5044 がトランスデューサ 5034 に同時に接続することを防止する。一実施形態では、メスコネクタを装置に組み込み、4 線ジャックを発生装置と嵌合することができる。

【0199】

摺動式スイッチ 5074 は、回転式ジャックコネクタ 5046 を受容するように構成された摺動式メスコネクタ 5048 を有している。回転式ジャックコネクタ 5046 は、摺動式メスコネクタ 5048 と嵌合してトランスデューサ 5034 及び発生装置 5032 などの 2 つの電氣的装置間を電氣的に接続するために使用される。特に図 79 を参照すると、回転式ジャックコネクタ 5046 は、その前端に先端部端子部分 5064 を、その後端に接地端子部分 5052 を、更に、先端部端子部分 5064 及び接地端子部分 5052 への 2 個の中間端子部分 5056、5060 を有している。端子部分 5052、5056、5060、5064 は、誘電絶縁体 5054 によって互いから電氣的に隔離されている。接地端子部分 5052 は、5046 の接続部分に接続する。回転式嵌合プラグ 5046 の構造は当業者には周知のものであり、その詳しい説明はここでは省略する。導電性端子部分 1、2、3、4 が、端子部分 5052、5056、5060、5064 と電氣的に接続されている。導電性端子部分 1 及び 2 は端子部分 5052、5056 に接続され、隔離されており、トランスデューサ 5034 には連結されていない。導電性端子部分 3 及び 4 は端子部分 5060、5064 に電氣的に接続されており、トランスデューサ 5034 と電

氣的に接続されている。

【0200】

一実施形態では、摺動式メスコネクタ5048は位置1と位置2との間で摺動可能である。位置1は超音波動作モードに対応して構成し、位置2はモノポーラ動作モードに対応して構成することができる。位置1では、モノポーラRF発生装置5044からのモノポーラRFリード線5042(M+)は、トランスデューサ5034から物理的に切り離されている。摺動式メスコネクタ5048は、端子部分5052、5056、5060、5064と電氣的につながるように構成された接点部分5066、5068、5070、5072を有している。摺動式メスコネクタ5048は、使用者が複数の位置の間で摺動式メスコネクタ5048を摺動させることを可能とするアクチュエータ部分5074を有している。図79に詳細に示されるように、摺動式メスコネクタ5048は、位置1と位置2との間、超音波モードとモノポーラRFモードとの間で摺動により動かすことができる。

10

【0201】

摺動式メスコネクタ5048を位置1に動かすと統合型RF/超音波器具5030は超音波モードとなる。この位置では、接点部分5066、5068は端子部分5060、5064と電氣的につなぐれ、これにより超音波発生装置5040の正及び負のリード線5036(H+)、5038(H-)が導電性端子部分3及び4を介してトランスデューサ5034と電氣的に接続される。位置1では、RF発生装置5044と接続されたモノポーラ正リード線5042(M+)はトランスデューサ5034から物理的に切り離されている。

20

【0202】

摺動式メスコネクタ5048を位置2に動かすと統合型RF/超音波器具5030はモノポーラモードとなる。この位置では、接点部分5066、5068は端子部分5052、5056と電氣的につなぐれ、これにより超音波発生装置5040の正及び負のリード線5036(H+)、5038(H-)が隔離された導電性端子部分1及び2と接続され、超音波発生装置5040をトランスデューサ5034から効果的に切り離す。位置2では、接点部分5070は端子部分5060と電氣的につながり、これによりRF発生装置5044のモノポーラ正リード線5042(M+)が導電性端子部分3を介してトランスデューサ5034と接続される。接点部分5072は、電氣的に隔離された、すなわち開いた端子先端部部分5064と電氣的につながる。

30

【0203】

図114A及び114Bは、統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304を有する、統合型RF/超音波器具、例えば、統合型RF/超音波器具5030の一実施形態を示す。統合型RF/超音波器具6304は、RFエネルギー及び/又は超音波エンドエフェクタを組織の部分に供給するように構成することができる。図114Aは、開位置にあるクランプアーム6364を示している。超音波ブレード6366は、クランプアーム6364と超音波ブレード6366とがそれらの間に組織を締め付けるように配置されている。超音波ブレード6366は熱シールド6322の内部に配置されている。図114Bは、クランプ位置にある統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304を示している。

40

【0204】

図115A~115Iは、A-A線に沿った統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304の断面の異なる実施形態を示す。図115A~115Iに見られるように、RF電極6370、6372は、統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304の任意の適当な部分に配置するかかつ/又は適当な部分を構成することができる。図115A~115Fは、バイポーラ電極配置を有する統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304の異なる実施形態を示す。例えば、図115Aは、統合型RF/超音波エンドエフェクタ6304aの一実施形態を示している。正電極6370a、6370bを、クランプパッド6368の組織対向部分に配置することができる。クランプアーム6364aは、リターン電極すなわち負電極を有することができる。図115Bは、統合型RF/超音波エンドエフェク

50

タ 6 3 0 4 b の一実施形態を示す。正電極 6 3 7 0 b、6 3 7 2 b は熱シールド 6 3 2 2 上に配置されている。熱シールド 6 3 2 2 を絶縁するために、正電極 6 3 7 0 a、6 3 7 0 b と熱シールド 6 3 2 2 との間に絶縁体 6 3 7 4 を配置することができる。クランプアーム 6 3 6 4 はリターン電極として機能することができる。図 1 1 5 C は、クランプアーム 6 3 6 4 c が絶縁クランプパッド 6 3 6 8 c を横方向に超えて延びている点以外は図 1 1 5 A と同様である。図 1 1 5 D は、クランプアーム 6 3 6 4 d が絶縁クランプパッド 6 3 6 8 d を横方向に超えて延びている点以外は図 1 1 5 B と同様である。図 1 1 5 E では、クランプパッド 6 3 6 8 e が正電極 6 3 7 0 e 及び負電極 6 3 7 2 e を有している。図 1 1 5 F では、熱シールド 6 3 2 2 f が正電極 6 3 7 0 f 及び負電極 6 3 7 2 f を有している。

10

【0205】

図 1 1 5 G ~ 1 1 5 I は、モノポーラ電極を有する統合型 R F / 超音波エンドエフェクタ 6 3 0 4 の異なる実施形態を示す。図 1 1 5 G では、超音波ブレード 6 3 6 6 g は組織の部分に R F エネルギーを供給するためのモノポーラ電極を有している。図 1 1 5 H では、クランプアーム 6 3 6 4 h がモノポーラ電極を構成している。図 1 1 5 I では、ヒートシールド 6 3 2 2 i がモノポーラ電極を構成している。

【0206】

図 1 1 7 ~ 1 1 8 は、統合型 R F / 超音波器具 6 6 0 2 の一実施形態を示す。統合型 R F / 超音波器具 6 6 0 2 は、絶縁シャフト 6 6 1 4 を有することができる。シャフト 6 6 1 4 並びにジョー 6 6 6 4 及び超音波ブレード 6 6 6 6 を含むエンドエフェクタ 6 6 0 4 に、モノポーラ R F エネルギーによりエネルギー印加することができる。モノポーラ R F エネルギーは、統合型 R F / 超音波器具 6 6 0 2 のハンドル 6 6 1 2 に配置された 2 極双投 (D P D T) セレクタスイッチ 6 6 2 0 によって制御することができる。D P D T セレクタスイッチ 6 6 2 8 によって、統合型 R F / 超音波器具 6 6 0 2 を超音波発生装置 6 6 2 0 からモノポーラ R F 発生装置 6 6 2 2 に切換えることができる。図 1 1 8 は、超音波発生装置 6 6 2 0 とモノポーラ R F 発生装置 6 6 2 2 との間で切換えを行うように構成することができる D P D T セレクタスイッチ 6 6 2 8 の一実施形態を示す。D P D T セレクタスイッチ 6 6 2 8 は、ユーザトグル 6 6 3 0 を有し得る。

20

【0207】

コーティングされた超音波 / R F ブレード

30

図 8 0 ~ 8 3 は、ブレード 5 1 0 0 への組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域において断熱性を与えるように電氣的絶縁材料 5 1 0 2 でコーティングした超音波ブレード 5 1 0 0 の異なる図を示す。従来の超音波装置は、1 つの処置モードを用いており、そのため汎用性が制限されている。例えば、従来の超音波装置は、血管の封止及び組織の切断に使用することができる。バイポーラ R F は、組織のスポット凝固及び前処理の方法などの付加的な有用性を与えることができる。超音波及び R F を組み込むことで、汎用性を与えられ、有効性が高められる。しかしながら、従来の超音波装置は、ブレードの遠位端において断熱性を与えるためのコーティングを用いている。これらのコーティングは電気絶縁性であるため、電流の流れを制限し、R F の有効性を低下させてしまう。更に、電流密度が有効性に影響し得る。ブレードと管アセンブリリターン経路との短絡を防止するためにブレードの導波管全体をこのようなコーティングでコーティングすることが考えられる。適当な電流の経路を与えるために同様なコーティング及びマスキング手順をクランプアームに用いることも考えられる。両方のエネルギーモードを 1 つの装置に組み込むためには、ブレード先端部をコーティングするためのマスキングプロセス又はコーティング除去プロセスが必要となり得る。ブレードの表面に露出した領域を形成することにより、電流の経路に適した経路を与えることができる。

40

【0208】

したがって、一実施形態では、超音波ブレード 5 1 0 0 は、図 8 0 ~ 8 3 に示されるようにブレード 5 1 0 0 の遠位端に、テフロンと似た性質を有する潤滑性コーティング 5 1 0 2 を有する。1 つの処置モードとしての R F の使用により、ブレード 5 1 0 0 から組織

50

を通じて一般的にはクランプアームと呼ばれる可動ジョー部材へと電流が流れることが求められる。コーティング 5 1 0 2 を用いることで、接触領域に断熱性が与えられるとともにブレード 5 1 0 0 への組織の付着が最小に抑えられる。しかしながら、コーティング 5 1 0 2 は電氣的に絶縁性でもあるため、電流の量を制限してしまう。露出表面を形成するために、ブレード 5 1 0 0 をマスキングするか又は選択的にコーティングを除去する方法を用いることができる。他の実施形態では、ブレード 5 1 0 0 に設けられる潤滑性コーティング 5 1 0 2 は、例えば、ブレード 5 1 0 0 全体をコーティングするように近位方向に延びてもよい。一実施形態では、ブレード 5 1 0 0 は、遠位ノードまでをコーティングしてもよい。

【 0 2 0 9 】

10

図 8 4 ~ 9 3 は、ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に熱的及び電氣的絶縁性を与えるように電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされた異なる超音波ブレードを示したものであり、ブレードの明るい影付き領域 5 2 0 2 はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域 5 2 0 4 は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。露出表面は対称的である。露出表面を必要とするブレードの領域は用途に応じて決まり得る。したがって、図 8 4 ~ 9 3 には異なる比率のコーティング / 露出領域が示されている。しかしながら、各実施形態は図に示された被覆率のみに限定されるものではない。図 8 4 ~ 9 3 に関連して示される実施形態は、電氣的絶縁性のブレードコーティング（明るい影付き領域 5 2 0 2 ）の高さの変化を示しているが、ブレードの遠位端の一部が露出されるような、電氣的絶縁性のブレードコーティング（明るい影付き領域 5 2 0 2 ）の長さの変化も本開示の範囲内で考えられる。1 つの例では、ブレードの側面の遠位の 1 / 3 が露出される。

20

【 0 2 1 0 】

図 9 4 ~ 9 5 は、非対称的な露出表面を有する 2 つの超音波ブレードを示したものであり、各ブレードは、ブレードへの組織の付着を最小に抑えるために組織接触領域に断熱性を与えるように電氣的絶縁材料でコーティングされており、ブレードの明るい影付き領域 5 3 0 2 はコーティングされた部分を表し、ブレードの暗い影付き領域 5 3 0 4 は、RF 電流がブレードの露出した領域から組織を通じて可動ジョー部材へと流れることを可能とする露出表面を表している。電流密度が機能性に影響し得るが、異なる表面積を与えることによって制御することができる。表面積はブレード先端部の各側面で対称的である必要はなく、性能に応じて異なり得る。更に、露出領域は、少なくとも 1 つのコーティングされた部分（図示せず）によって隔てられた 2 つ以上の部分からなってもよい。ブレードの軸に沿って露出領域の深さ又は幅を変化させるなど、他のコーティング / 露出の幾何的形態も可能である。

30

【 0 2 1 1 】

別の実施形態では、外科的物質を反発させるためにブレード及び / 又は管アセンブリを帯電させることができる。

【 0 2 1 2 】

図 1 1 9 A ~ 1 1 9 E は、統合型 RF / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態を示す。クランプアームを、例えば、円形クランプアーム 6 7 6 4 a、6 7 6 4 b、鉤形クランプアーム 6 7 6 4 c、キャビティを有する円形クランプアーム 6 7 6 4 d、又は湾曲鉤形クランプアーム 6 7 6 4 e として構成することができる。超音波ブレードは、例えば、長方形の超音波ブレード 6 7 6 6 a、6 7 6 6 c、及び / 又は楕円形の超音波ブレード 6 7 6 6 b として構成することができる。図 1 2 0 A ~ 1 2 0 C は、バイポーラ統合型 RF / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態を示す。一実施形態では、クランプアーム 6 8 6 4 a を第 1 の電極として構成し、超音波ブレード 6 8 6 6 a を第 2 の電極として構成することができる。クランプアーム 6 8 6 4 a 又は超音波ブレード 6 8 6 6 a は、リターン電極を構成することができる。特定の実施形態では、クランプアーム 6 8 6 4 b が、超音波ブレード 6 8 6 6 b からクランプアーム 6 8 6 4 b を隔離するための絶縁パッド 6 8

40

50

6 8 を有してもよい。特定の実施形態では、クランプアーム 6 8 6 4 c が、第 1 の電極 6 8 7 0 及び第 2 の電極 6 8 7 2 の両方を有してもよい。第 1 及び第 2 の電極 6 8 7 0、6 8 7 2 は、クランプアーム 6 8 6 4 c の絶縁性部分によって隔離することができる。

【0213】

図 1 2 1 A ~ 1 2 1 C は、モノポーラ統合型 R F / 超音波エンドエフェクタの異なる実施形態からなる。特定の実施形態では、クランプアーム 6 9 6 4 a の全体がモノポーラ電極を構成することができる。特定の実施形態では、クランプアーム 6 9 6 4 b は絶縁パッド 6 9 6 8 を有することができる。クランプアーム 6 9 6 4 b の一部がモノポーラ電極を構成してもよい。特定の実施形態では、クランプアーム 6 9 6 4 c と超音波ブレード 6 9 6 6 とが単一のモノポーラ電極を構成してもよい。

10

【0214】

熱遮蔽された超音波ブレード

図 9 6 は、金属製熱シールド 5 4 0 2 を有する超音波エンドエフェクタ 5 4 0 0 の一実施形態の斜視図である。超音波エンドエフェクタ 5 4 0 0 はクランプアーム 5 4 1 0 を有している。クランプアーム 5 4 1 0 は、可動ジョー部材 5 4 0 8 (クランプアーム)、組織パッド 5 4 1 2、超音波ブレード 5 4 0 4、及び超音波ブレード 5 4 0 4 からある間隔をおいて設けられた熱シールド 5 4 0 2 を有している。熱シールド 5 4 0 2 は金属製であり、熱シールド 5 4 0 2 及び超音波ブレード 5 4 0 4 に冷却作用を与える空気流用の開口部 5 4 0 6 を有している。熱シールド 5 4 0 2 は、可動ジョー部材 5 4 0 8 の反対側に配置されている。

20

【0215】

図 9 7 は、後退可能な金属製熱シールド 5 4 2 2 を有する超音波エンドエフェクタ 5 4 2 0 の別の実施形態の斜視図である。超音波エンドエフェクタ 5 4 2 0 はクランプアーム 5 4 3 0 を有している。クランプアーム 5 4 3 0 は、可動ジョー部材 5 4 2 8、組織パッド 5 4 3 2、超音波ブレード 5 4 2 4、及び超音波ブレード 5 4 2 4 からある間隔をおいて設けられた熱シールド 5 4 2 2 を有している。別の実施形態では、金属製熱シールド 5 4 2 2 は最遠位ノードの位置において超音波ブレード 5 4 2 4 に取付け可能である。この取付け手段は、ブレード 5 4 2 4 から熱を除くためのヒートシンク 5 4 2 2 としても機能する。熱シールド 5 4 2 2 は金属製であり、熱シールド 5 4 2 2 及び超音波ブレード 5 4 2 4 に冷却作用を与える空気流用の開口部 5 4 2 6 を有している。熱シールド 5 4 2 2 は、可動ジョー部材 5 4 2 8 の反対側に配置されている。

30

【0216】

図 9 8 は、断面図で示された熱シールド 5 4 4 4 を有する超音波エンドエフェクタ 5 4 4 0 の別の実施形態の側面図である。超音波エンドエフェクタ 5 4 4 0 はクランプアーム 5 4 4 8 を有している。クランプアーム 5 4 4 8 は、可動ジョー部材 5 2 5 2、超音波ブレード 5 4 5 0、ヒートシンク 5 4 4 2 としても機能する熱シールド 5 4 4 4 を有している。可動ジョー部材 5 2 5 2 のブレード 5 4 5 0 側にパッド 5 4 5 2 を設けることによってパッド 5 4 5 2 とブレード 5 4 5 0 との間に組織を把持することができる。熱シールド 5 4 4 4 / ヒートシンク 5 4 4 2 の取付けはノードの位置である。図 9 9 は、一実施形態に基づく、図 9 8 に示される超音波エンドエフェクタ 5 4 4 0 の正面図である。

40

【0217】

図 1 0 0 ~ 1 0 4 は、二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 を有する超音波エンドエフェクタ 5 4 6 0 の一実施形態の異なる図を示す。図 1 0 0 は、閉位置で示される可動ジョー部材 5 4 6 4 及び超音波ブレード 5 4 6 8 の下に配置された二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 を有するクランプアーム 5 4 6 4 の一実施形態を示す。超音波エンドエフェクタ 5 4 6 0 は、可動ジョー部材 5 4 7 0、超音波ブレード 5 4 6 8、及び二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 を有するクランプアーム 5 4 6 4 を有している。一実施形態では、クランプアーム 5 4 6 4 は、図 1 0 0 において閉位置で示される可動ジョー部材 5 4 7 0、及び超音波ブレード 5 4 6 8 の下に配置された回転式熱シールド 5 4 6 2 を有する。この実施形態では、熱シールド 5 4 6 2 は二目的のものであり、ブレード 5 4 6 8 を中心として回転可能

50

である。この例ではブレード 5 4 6 8 は真っ直ぐな / 非曲線状の形態である。熱シールド 5 4 6 8 は可動ジョー部材 5 4 7 0 に対向して配置されているが（鋏型エンドエフェクタ）、熱シールド 5 4 6 2 として機能する。ブレード 5 4 6 8 を中心として回転された後では、熱シールド 5 4 6 2 は、ブレード 5 4 6 8 と可動ジョー部材 5 4 7 0 との間に配置され、ブレード 5 4 6 8 に支持された組織クランプ表面を与え、熱シールド 5 4 6 8 に強度 / 支持を与える。また、熱シールド 5 4 6 8 は、可動ジョー部材 5 4 7 0 上に与えることができるエネルギーとは反対のエネルギーを与えるように構成することができ、組織に作用し得るバイポーラエネルギーを生じる。

【 0 2 1 8 】

図 1 0 1 は、開位置で示された可動ジョー部材 5 4 7 0、及び可動ジョー部材 5 4 7 0 とブレード 5 4 6 8 との間に位置するように回転させられた二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 の一実施形態を示す。

10

【 0 2 1 9 】

図 1 0 2 は、第 1 の位置に回転された二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 の一実施形態の端面図を示す。図 1 0 3 は、第 2 の位置に回転された二目的回転式熱シールド 5 4 6 2 の一実施形態の端面図を示す。ここで図 1 0 2 ~ 1 0 3 を参照すると、回転式熱シールド 5 4 6 2 は、シールド 5 4 6 2 のテーパー状部分がブレード 5 4 6 8 の表面と可動ジョー部材 5 4 7 0 との間に位置することを可能とするような意図的なアラインメントを有している。この回転は、通常の作動遮蔽機能を可能とする一方で必要に応じて「背面切断」を可能とするものである。更に、シールド 5 4 6 2 の内側の外形を、必要に応じて回転時に先端部を「きれいにする」ために接触するように構成することができる。更に、シールド 5 4 6 2 が絶縁されている場合、シールド 5 4 6 2 を段階 1 の位置から段階 2 の位置に回転させることで RF エネルギーをシールドのみに作用させることが可能となる。シールドの底面は、位置 2 に回転される際に把持を助けるためのグリップ性を有してもよい。

20

【 0 2 2 0 】

図 1 0 4 は、シールド 5 4 6 2 のテーパー状部分を示す熱シールド 5 4 6 2 の一実施形態の平面断面図である。図に示されるように、一実施形態では、熱シールド 5 4 6 2 は、半径 R_2 に対して半径 R_1 によって規定されるテーパー状部分を有しており、ただし、 $R_2 > R_1$ である。

【 0 2 2 1 】

30

図 1 1 6 A ~ 1 1 6 B は、超音波外科用器具の冷却システムの一実施形態を示す。空気 6 4 1 6 が超音波外科用器具 6 3 0 2 の内側管 6 4 0 6 を通って超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 上に送り込まれる。超音波エンドエフェクタ 6 3 0 4 上の空気の移動により、超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 を冷却することができる。一実施形態では、冷たい空気を利用してエネルギー 6 4 0 4 の冷却効果を高めることができる。空気 6 4 1 6 を図に示された方向に移動させることで超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 から空気への対流熱移動によって超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 を冷却することができる。特定の実施形態では、院内空気線 6 4 1 0 を超音波器具 6 3 0 2 と接続することで内側管 6 4 0 6 を通じた圧縮空気の流れを与えることができる。特定の実施形態では、ハンドポンプ 6 4 1 2 及びリザーバ 6 4 1 4 を例えばハンドル内部など外科用器具 6 4 0 2 の近位端に配置することができる。臨床医は、ハンドポンプ 6 4 1 2 を使用してリザーバ 6 4 1 4 内に空気圧を発生させることができる。ハンドポンプ 6 4 1 2 は例えばスクイズバルブで構成することができる。リザーバ 6 4 1 4 及び / 又は院内空気線 6 4 1 0 は、ジョーが開閉するたびに空気を超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 上に送ることができる。特定の実施形態では、リザーバ 6 4 1 4 及び / 又は院内空気線 6 4 1 0 は超音波エンドエフェクタ上に連続的な空気の流れを与えることができる。特定の実施形態では、内側管 6 4 0 6 は図 1 1 6 B に示されるボルテックス管を有し得る。ボルテックス管は、内側管 6 4 0 6 を通じて遠位方向 6 4 1 8 に、超音波エンドエフェクタ 6 4 0 4 上に空気を移動させ、空気を放出するために開放することができる内側管 6 4 0 6 の近位端へと戻す（6 4 2 0）ように、内側管 6 4 0 6 内での空気 6 4 1 6 の移動を促すことができる。ボルテックス管の遠位端は、超音波エン

40

50

ドエフェクタ 6 4 0 4 の遠位端を冷却するための空気流 6 4 1 8 を分割するためのスプリッタを有することができる。

【 0 2 2 2 】

超音波ロンジュールへの応用を有する超音波四棒閉鎖機構

図 1 0 5 は、従来のロンジュール外科用器具 6 0 0 0 を示す。脊椎固定などの特定の整形外科手術は変性椎間板疾患を治療するために使用されている。最も広く使用されている器具の 1 つに、髄核と強靱な線維輪とからなる椎間板を除去するための図 1 0 5 に示されるようなロンジュール 6 0 0 0 がある。ロンジュール 6 0 0 0 は、四棒リンク機構を、可動ジョー部材 6 0 0 4 を有するクランプアーム 6 0 0 2 と組み合わせて用いることで椎間板の材料を噛み取る。一般的に言えば、椎間板を完全に除去するには多数の噛み取り (1 0 ~ 2 0 回) を要し得る。ロンジュール 6 0 0 0 を何回も使用することは疲労をとまなう。

10

【 0 2 2 3 】

そこで、図 1 0 6 は、超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置 6 1 0 0 の一実施形態を示す。超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置 6 1 0 0 は、四棒機構の 1 要素として加えられた超音波トランスデューサ 6 1 0 2 を有している。ロンジュール装置 6 1 0 0 は、2 個の細長い水平部材を更に有している。図 1 0 6 に示されるように、ハンドル 6 1 0 6 と連結された下側水平部材 6 1 0 4 のみが示されている。超音波ロンジュール装置 6 1 0 0 の 2 個の細長い水平部材は、超音波ロンジュール装置 6 1 0 0 の一方のハンドル 6 1 0 6 にそれぞれ取り付けられている。水平部材同士は遠位端 6 1 0 3 において小さいリンク機構によって連結されており、前側のハンドル 6 1 0 6 が第 2 のリンク機構となっている。これらの 4 つの要素は平行定規に近くなる。図 1 0 6 に示されるように、下部水平部材 6 1 0 4 は基本的には動かない真っ直ぐな棒である。本開示の一実施形態によれば、下部水平部材 6 1 0 4 の枢動軸 6 1 0 8、6 1 1 0 をノードに配置することにより、下部水平部材 6 1 0 4 を超音波導波管とみなすことができる。このため、ロンジュール装置 6 1 0 0 の残りの部分は、ノードにおいて下部水平アーム 6 1 0 4 に取り付けられる。下部水平部材 6 1 0 4 の近位端は超音波トランスデューサ 6 1 0 2 に取り付けることによって遠位端 6 1 0 3 において超音波変位を発生させることができる。超音波変位の振幅は組織の切断を助け、したがって外科医に求められる力を低減させるものである。間に入り込む組織との接触を防止するために 2 個の水平部材と下部水平部材 6 1 0 4 のシースとの間に特定の減衰材料を挿入する必要性についてはここでは示されていない。超音波駆動式ロンジュール装置 6 1 0 0 の利点としては、これらに限定されるものではないが、四棒リンク機構に基づいた超音波器具の新規な閉鎖機構、椎間板材料を噛み取るために必要とされる力が低くて済むこと、外科医の疲労が軽減されること、及び更なる用途のための新規な器具の設計が挙げられる。

20

30

【 0 2 2 4 】

上記の説明文において様々な詳細を説明したが、超音波及び電気外科装置の様々な態様は、これらの具体的な詳細によらずとも実施し得る点は認識されるであろう。例えば、簡潔かつ明確にするために、選択された態様は、詳細に示すのではなく、ブロック図で示されている。本明細書に示した詳細な説明のうちのいくつかの部分は、コンピュータメモリに記憶されたデータに対して動作する命令という点で提示され得る。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、結合、比較、及び別様に操作され得る電気又は磁気信号の形態をなすことができる物理量の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などで参照することが一般的な扱い方である。これらの及び類似の用語は、適切な物理量と関連付けられてもよく、また単に、これらの物理量に当てはめられる便利なラベルである。

40

【 0 2 2 5 】

別段の明確な定めがない限り、以下の議論から明らかなように、説明の全体を通じて、

50

「処理する」、「計算する」、「算出する」、「決定する」、又は「表示する」などの用語を利用する議論は、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。

【0226】

「一態様」、「態様」、「一実施形態」、又は「実施形態」への言及は、その態様と関連して記載される、特定の機構、構造、又は特性が、少なくとも一態様に含まれていることを意味することは特記に値する。したがって、明細書を通じて様々な場所に「一態様において」、「態様において」、「一実施形態において」又は「実施形態において」という用語が出てきても必ずしも同じ態様を指しているわけではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の態様で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。

10

【0227】

いくつかの態様が、「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用いて説明され得る。これらの用語は互いに同義語とすることを意図したものではないことを理解されたい。例えば、いくつかの態様は、2つ以上の要素が互いに直接、物理的又は電氣的接触をなすことを示すために、「連結された」という用語を用いて説明され得る。別の例において、いくつかの態様は、2つ以上の要素が直接、物理的又は電氣的接触をなすことを示すために、「連結された」という用語を用いて説明され得る。「連結された」という用語はまた、しかしながら、2つ以上の要素が互いに直接、接触をなさないが、依然として互いに協働又は相互作用することをも意味し得る。

20

【0228】

様々な実施形態について本明細書で説明してきたが、これらの実施形態に対する多数の修正例、変形例、置換例、変更例、及び等価物が当業者に実施され得、また思い付くものとなろう。また、特定の構成要素について材料が開示されたが、他の材料を使用することも可能である。したがって、理解されたいこととして、上述の説明及び添付の「特許請求の範囲」では、そのようなすべての修正例及び変形例を、開示する実施形態の範囲に含まれるものとして網羅することが意図されている。以下の「特許請求の範囲」は、そのようなすべての修正例及び変形例を網羅することを意図したものである。

30

【0229】

本明細書に述べられる特定の実施形態又はすべての実施形態は、組織の超音波及びRF治療用の技術を一般的に含み得るものであり、あるいは本明細書に述べられる技術に基づいたものである。一般的な意味において、当業者は、広範囲にわたるハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はその任意の組み合わせにより実行することができる本明細書で説明した様々な態様は、様々な形式の「電気回路」で構成されると見ることができることを認識するであろう。その結果として、本明細書で使用するとき、「電気回路」としては、少なくとも1つの個別の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの特定用途向け集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムにより構成された汎用コンピューティングデバイス（例えば、少なくともある程度本明細書で説明するプロセス及び/又は装置を実行するコンピュータプログラムにより構成された汎用コンピュータ又は少なくともある程度本明細書で説明するプロセス及び/又は装置を実行するコンピュータプログラムにより構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、記憶装置（例えば、種々の形のランダムアクセスメモリ）を形成する電気回路、及び/又は通信デバイス（例えば、モデム、通信スイッチ、又は光電機器）を形成する電気回路を含むがこれらに限定されない。当業者に理解されたいこととして、本明細書で述べた主題は、アナログ若しくはデジタルの形式又はそれらの一部の組み合わせで実現され得る。

40

【0230】

50

前述の詳細な説明では、ブロック図、流れ図、及び／又は実施例によって、装置及び／又はプロセスの様々な実施形態が記述されている。そのようなブロック図、流れ図、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、当業者に理解されたいこととして、そのようなブロック図、流れ図、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、個別にかつ／又は共同に実現され得る。一実施形態において、本明細書に記載された主題のいくつかの部分は、専用集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、又は他の集積型の形式で実現され得る。しかしながら、当業者に理解されたいこととして、その全部か一部かを問わず、本明細書で開示される実施形態のいくつかの態様は、１台又は２台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台又は２台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、あるいは、それらの実質的に任意の組み合わせとして、集積回路において等価に実現され得、また、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれる。加えて、当業者に明らかとなることとして、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形式でプログラム製品として配布され得、本明細書に記載した主題の具体的な実施形態は、実際に配布するために使用される信号搬送媒体の特定の種類に関わらず用いられる。信号搬送媒体の例には、限定するものではないが、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の記録可能なタイプの媒体、並びにデジタル及び／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、受信器、送信ロジック、受信ロジックなど）など）の送信タイプの媒体が含まれる。

【０２３１】

上述の米国特許、米国特許出願公開、米国特許出願、外国特許、外国特許出願、本明細書で言及し、及び／又は任意の出願データシート内に記載された非特許出版物、又は任意の他の本開示材料の全ては、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。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本出願に参照によって援用するものとされているが、既存の定義、見解、又は本明細書に記載された他の開示内容と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、援用された内容と既存の開示内容との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ援用するものとする。

【０２３２】

当業者に理解されたいこととして、本明細書に記載した構成要素（例えば、動作）、装置、目的、及びそれらに関連する議論は、構想を明らかにするための例として用いられ、様々な構成の変更が企図される。結果として、本明細書で用いるとき、記載した特定の例及びそれらに伴う議論は、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、特定の構成要素（例えば、動作）、装置、及び目的を含めないことは、限定するものとみなされるべきではない。

【０２３３】

実質的に任意の複数及び／又は単数の用語を本明細書で用いることに関して言えば、当業者は、状況及び／又は用途に適切となるように、複数から単数へ、かつ／又は単数から複数へ置き換えることができる。様々な単数／複数の置換えは、簡潔にするため、本明細書では明示的には記述されない。

【０２３４】

本明細書に記載する主題はときに、種々の他の構成要素の中に含まれた、又はそれら

と連結された種々の構成要素を示している。理解されたいこととして、そのように表現したアーキテクチャは単に例示的なものであり、実際に、同じ機能性を達成する多数の他のアーキテクチャが実現され得る。構想の意味で、同じ機能性を達成する構成要素の任意の配列が、所望の機能性を達成するように効果的に「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結合された任意の2つの構成要素は、アーキテクチャ又は中間の構成要素に関わらず、所望の機能性を達成するように互いに「関連付け」られたと見なされ得る。同様に、そのように関連付けられた任意の2つの構成要素はまた、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」されていると見なされることができ、また、そのように関連付けられることが可能な任意の2つの構成要素はまた、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」であると見なされ得る。動作可能に連結可能である特定の例には、限定するものではないが、物理的に嵌合可能及び／若しくは物理的に相互作用する構成要素、並びに／又は無線式で相互作用可能及び／若しくは無線式で相互作用可能な構成要素、並びに／又は論理的に相互作用する、及び／若しくは論理的に相互作用可能な構成要素が挙げられる。

10

20

30

40

50

【0235】

一部の事例において、1つ以上の構成要素は、本明細書で、「ように構成された」、「ように構成可能な」、「ように動作可能／動作する」、「適合された／適合可能な」、「できる」、「準拠した／準拠の」と称される場合がある。当業者は、文脈上、特に必要とされない限り、「ように構成された」は、アクティブ状態の構成要素や非アクティブ状態の構成要素及び／又は待機状態の構成要素を概ね包含することができることを認識するであろう。

【0236】

本明細書に記載される本主題の特定の態様が図示及び記載されてきたが、本明細書の教示に基づき、変更及び修正が、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行われ得、したがって、添付の特許請求の範囲が、本明細書に記載される主題の真の趣旨及び範囲内であるように、かかる変更及び修正の全てをそれらの範囲内に包含するものとするのが当業者には明らかとなるであろう。一般に、本明細書で、特に、添付の特許請求の範囲で使用される用語（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）は、概ね、「開いた」用語であることが意図されている（例えば、「を含め」という用語は、「を含むがこれらに限定されず」と解釈すべきであり、「を有する」という用語は、「少なくとも～を有する」と解釈すべきであり、「を含む」という用語は、「を含むがこれらに限定されない」と解釈すべきである）ことが、当業者により理解されるであろう。特定の数の導入された請求項の記載が意図される場合、当該の意図は、請求項内で明示的に記載され、当該の記載がない場合は、そのような意図は存在しないことが、更に、当業者により理解されるであろう。例えば、理解の一助として、以下の添付の特許請求の範囲は、請求項の記載内容を導入するために導入部の語句「少なくとも1つの」及び「1つ又はそれ以上の」の用法も含むことができる。しかしながら、そのような語句の用法は、同じ請求項が、導入的語句「1つ以上の」又は「少なくとも1つの」及び、「a」又は「an」などの不定冠詞を含む（例えば、「a」及び／又は「an」は、一般的に、「少なくとも1つの」又は「1つ以上の」を意味すると解釈すべき）ときでさえも、不定冠詞「a」又は「an」による請求項記載内容の導入は、当該の導入された請求項記載内容を含む任意の特定の請求項を1つの当該の記載内容のみを含む請求項に限定することを意味するとは解釈すべきではなく、同じことが、請求項記載内容を導入するために使用される明確な冠詞の使用にも当てはまる。

【0237】

更に、たとえ特定の数の導入された請求項記載内容が明示的に記載されているとしても、当業者は、当該の記載内容は、一般的に、少なくとも記載された数字を意味すると解釈すべきである（例えば、「2つの記載内容」という記載内容はそのまま、他の修飾語句がなくても、少なくとも2つの記載内容、又は2つ以上の記載内容を意味する）ことを認識するであろう。更に、「A、B、及びCなどの少なくとも1つ」に類似した表記法が使

用される事例において、一般に、そのような構造は、当業者がこの表記法を理解する意味において意図される（例えば、「A、B、及びCの少なくとも1つを有するシステム」であれば、Aを単独で、Bを単独で、Cを単独で、A及びBを共に、A及びCを共に、B及びCを共に、及び/又はA、B、及びCを共に有するシステムを含むがこれらに限定されない）。「A、B、又はCなどの少なくとも1つ」に類似した表記法が使用される事例において、一般に、そのような構造は、当業者がこの表記法を理解する意味において意図される（例えば、「A、B、又はCの少なくとも1つを有するシステム」であれば、Aを単独で、Bを単独で、Cを単独で、A及びBを共に、A及びCを共に、B及びCを共に、及び/又はA、B、及びCを共に有するシステムを含むがこれらに限定されない）。典型的には、2つ以上の代替用語を提示する離接語及び/又は語句は、説明、特許請求項の範囲、又は図面においてであるか否かを問わず、文脈上特に指示がない限り、用語の1つ、用語のいずれか一方、又は両方の用語を含む可能性を企図すると理解すべきであることが、当業者により理解されるであろう。例えば、語句「A又はB」は、通常は「A」又は「B」又は「A及びB」の可能性を含むと理解されることになる。

【0238】

添付の「特許請求の範囲」に関して言えば、当業者に明らかとなることとして、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施されてよい。また、様々な動作上の流れがシーケンスで示されているが、理解されたいこととして、様々な動作は、図示した以外の順序で実施されてもよく、又は同時に実施されてもよい。そのような別の順序付けの例には、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、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挙げることができる。更に、「に応答する」、「に関連する」、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、そのような変化形を除外するように意図するものではない。

【0239】

特定の場合において、システム又は方法の使用が、たとえ構成要素がテリトリの外側に置かれるとしてもテリトリにおいて発生し得る。例えば、分散コンピューティングのコンテキストにおいて、分離型コンピューティングシステムの使用が、たとえシステムの部品がテリトリの外に位置し得る（例えば、テリトリの外側に位置する継電器、サーバ、プロセッサ、信号担持媒体、送信中のコンピュータ、受信中のコンピュータなど）としてもテリトリにおいて発生し得る。

【0240】

システム又は方法の販売が、同様に、たとえシステム又は方法の構成要素がテリトリの外側に位置して及び/又は使用されるとしても、テリトリにおいて発生し得る。更に、1つのテリトリにおいて方法を実行するシステムの少なくとも一部の実行は、別のテリトリにおけるシステムの使用を排除するものではない。

【0241】

様々な実施形態について本明細書で説明してきたが、これらの実施形態に対する多数の修正例、変形例、置換例、変更例、及び等価物が当業者に実施され得、また思い付くものとなる。また、特定の構成要素について材料が開示されたが、他の材料を使用することが可能である。したがって、理解されたいこととして、上述の説明及び添付の「特許請求の範囲」では、そのようなすべての修正例及び変形例を、開示する実施形態の範囲に含まれるものとして網羅することが意図されている。以下の「特許請求の範囲」は、そのようなすべての修正例及び変形例を網羅することを意図したものである。

【0242】

要約すれば、ここで説明される概念を採用する結果としてもたらされる多数の効果が説明されている。上記に述べた1又は2以上の実施形態の説明は、例示及び説明を目的として示したものである。実施形態の説明は包括を目的としたものでもなければ、開示された厳密な形態への限定を目的としたものでもない。上記の教示を考慮することで改変又は変形を行なうことが可能である。1つ又は複数の実施形態は、原理及び実際の応用を説明し

10

20

30

40

50

、それによって、様々な実施形態を様々な修正例と共に、企図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ものである。本明細書とともに提出される特許請求の範囲によって全体的範囲を定義するものである。

【0243】

本明細書に述べられる発明の主題の異なる態様を、以下の番号を付した条項に記載する。

1．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端が超音波トランスデューサに連結された、導波管と；管腔を画定する管であって、導波管が管腔内に配置された、管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、超音波ブレードと、エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームとを有する、エンドエフェクタと；エンドエフェクタに連結された組織蓄積障害機構と、を有し、組織蓄積障害機構が管腔内に組織が蓄積することを防止するように構成されている、超音波外科用器具。

2．組織蓄積障害機構が、管とエンドエフェクタとの間にシールを形成するように構成されたブーツバリアを含む、条項1に記載の外科用器具。

3．ブーツバリアが管に対して封止される、条項2に記載の外科用器具。

4．ブーツが1又は2以上の保持要素を用いて管又はエンドエフェクタにより保持される、条項2に記載の外科用器具。

5．ブーツバリアがブーツバリアと超音波ブレードとの締め込みによって超音波ブレードに対して封止される、条項2に記載の外科用器具。

6．ブーツバリアがキャビティを有する、条項2に記載の外科用器具。

7．キャビティが、キャビティからの液体の流出を可能とするように丸みがつけられている、条項6に記載の外科用器具。

8．ブーツバリアがブレードとの複数の接点を有する、条項2に記載の外科用器具。

9．組織蓄積障害機構が、管における1又は2以上の開口部を含む、請求項1に記載の外科用器具。

10．開口部が1又は2以上の窓を含む、請求項9に記載の外科用器具。

11．開口部が1又は2以上の穴を含む、請求項9に記載の外科用器具。

12．管が遠位部分を有し、該遠位部分が半円形の断面を有する、請求項1に記載の外科用器具。

13．管が、管の内側に形成された1又は2以上のリブを有する、請求項1に記載の外科用器具。

14．組織蓄積障害機構が、ブレードと管との間に陽圧の流れを与えるように構成されたポンプを含み、陽圧の流れが管腔内への組織の進入を防止する、請求項1に記載の外科用器具。

15．ポンプが、管腔内に配置された最遠位のオーバーモールドされたシールの遠位に配置される、請求項14に記載の外科用器具。

16．組織蓄積障害機構が管腔内に配置された摺動可能な管を含み、摺動可能な管が第1の位置から第2の位置へと摺動可能であり、第1の位置では摺動可能な管はブレードを覆って配置され、第2の位置ではブレードが露出される、請求項1に記載の外科用器具。

17．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、少なくとも1つの組織保持要素を有する、エンドエフェクタと；エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、超音波外科用器具。

18．少なくとも1つの組織保持要素が、エンドエフェクタに形成された1又は2以上の凹部／溝／切欠きを含む、請求項17に記載の外科用器具。

19．1又は2以上の凹部が三角形の歯を含む、請求項18に記載の外科用器具。

20．1又は2以上の凹部が穴を含む、請求項18に記載の外科用器具。

21．1又は2以上の凹部が水平方向のトレンチを含む、請求項18に記載の外科用器具。

10

20

30

40

50

２２．少なくとも１つの組織保持要素が、エンドエフェクタの組織分割クラウンからオフセットしている、請求項１７に記載の外科用器具。

２３．少なくとも１つの組織保持要素が、エンドエフェクタからの１又は２以上の突起を含む、請求項１７に記載の外科用器具。

２４．１又は２以上の突起が三角形の歯を含む、請求項２３に記載の外科用器具。

２５．１又は２以上の突起がブロックを含む、請求項２３に記載の外科用器具。

２６．１又は２以上の突起が水平方向のこぶを含む、請求項２３に記載の外科用器具。

２７．１又は２以上の突起が円形のこぶを含む、請求項２３に記載の外科用器具。

２８．少なくとも１つの組織保持要素が、ブレードの全長にわたって配置される、請求項１７に記載の外科用器具。

２９．少なくとも１つの組織保持要素が、ブレードの個別の部分にわたって配置される、請求項１７に記載の外科用器具。

３０．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に動作可能に連結されたエンドエフェクタと；導波管を回転させるように構成された回転シュラウドと；回転シュラウドと連結されることによって所定の回転を超えた回転ノブの回転を防止する回転止め機構と、を有する、超音波外科用器具。

３１．シュラウドが、少なくとも１つのチャンネルと；少なくとも１つのチャンネルの内部に配置された少なくとも１つのボスと、を有し、少なくとも１つのボスが所定の横方向の運動限界を有し、少なくとも１つのボスが所定の横方向の運動限界に達した時点で、少なくとも１つのボスが回転ノブの更なる回転を防止する、請求項３０に記載の外科用器具。

３２．回転止めが、第１の翼状要素及び第２の翼状要素を有するゲートを有し、第１の翼状要素及び第２の翼状要素が、ある角度をなして配置され、ゲートがシュラウド内に配置され、ゲートがシュラウドの所定角度の回転を可能とする、請求項３０に記載の外科用器具。

３３．回転止めが輪郭形成された突出要素を含む、請求項３０に記載の外科用器具。

３４．輪郭形成された突出要素が触覚的フィードバック要素を含む、請求項３３に記載の外科用器具。

３５．触覚的フィードバック要素が、ゴム、中～高密度ゴム、シリコーン、熱可塑性エラストマー、ステンレス鋼の弾性片、ばね鋼、銅、形状記憶金属、及びこれらの任意の組み合わせからなる群から選択される半柔軟性材料を含む、請求項３４に記載の外科用器具。

３６．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと；エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと；導波管を覆って配置された管と、を有し、管が撓み防止要素を有し、撓み防止要素がブレードの撓みを可能とするように構成され、ブレードの撓みが、クランプ締め位置にある場合にクランプアームによってブレードに加えられる力を打ち消す、超音波外科用器具。

３７．外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、超音波信号及び電気外科信号を与えるように構成された信号源に近位端が連結された、導波管と；導波管に連結されたエンドエフェクタと；エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと；シーリングボタンと、を有し、シーリングボタンが、外科用器具に、電気外科信号をエンドエフェクタ及びクランプアームに第１の時間にわたって供給させ、更に、シーリングボタンが、外科用器具に、超音波信号をブレードに第２の時間にわたって供給させ、第２の時間が第１の時間の後である、外科用器具。

３８．外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと；導波管を覆って配置された管と；管の外表面に形成されたカム面と；カム面と動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、外科用器具。

３９．エンドエフェクタによって画定される穴の内部に配置され、クランプアームと動

10

20

30

40

50

作可能に連結された枢動ピンを有し、クランプアームが枢動ピンを中心として枢動する、請求項 38 に記載の外科用器具。

40．枢動ピンが導波管の最遠位のノードに配置される、請求項 39 に記載の外科用器具。

41．管が作動可能であり、クランプアームが、管とエンドエフェクタとの相対運動によって、エンドエフェクタに対してカム動作で開閉される、請求項 38 に記載の外科用器具。

42．外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、ピン穴を画定する、エンドエフェクタと；ピン穴の内部に配置された剛性ピンと；クランプアームと；四棒リンク機構と、を有し、四棒リンク機構がクランプアーム及び剛性ピンに動作可能に連結され、四棒リンク機構がクランプアームをクランプ締め位置へと動かすように作動可能である、外科用器具。

43．四棒リンク機構と連結された外側管を有し、該外側管が四棒リンク機構を第 1 の位置から第 2 の位置へと動かす、請求項 40 に記載の外科用器具。

44．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと、を有し、エンドエフェクタの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するようにエンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

45．1 又は 2 以上の露出領域が対称的である、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

46．1 又は 2 以上の露出領域が非対称的である、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

47．1 又は 2 以上の露出部分が 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

48．導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

49．導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、請求項 44 に記載の超音波外科用器具。

50．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと；エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、クランプアームの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するようにクランプアームが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

51．1 又は 2 以上の露出領域が対称的である、請求項 50 に記載の超音波外科用器具。

52．1 又は 2 以上の露出領域が非対称的である、請求項 50 に記載の超音波外科用器具。

53．1 又は 2 以上の露出部分が 1 又は 2 以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項 50 に記載の超音波外科用器具。

54．導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 50 に記載の超音波外科用器具。

55．導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項 50 に記載の超音波外科用器具。

56．超音波外科用器具であって、近位端と遠位端とを有する導波管であって、近位端がトランスデューサと連結された、導波管と；導波管の遠位端に連結されたエンドエフェクタと；エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、エンドエフェクタ及びクランプアームの遠位端が 1 又は 2 以上の露出部分を有するように、クランプアーム及びエンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされて

いる、超音波外科用器具。

57. 1又は2以上の露出領域が対称的である、請求項56に記載の超音波外科用器具。

58. 1又は2以上の露出領域が非対称的である、請求項56に記載の超音波外科用器具。

59. 1又は2以上の露出部分が1又は2以上のコーティングされた部分によって隔てられている、請求項56に記載の超音波外科用器具。

60. 導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項56に記載の超音波外科用器具。

61. 導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、請求項56に記載の超音波外科用器具。

62. 超音波外科用器具であって、超音波外科ブレード及びクランプアームを有する超音波エンドエフェクタと；超音波ブレードから所定の間隔をおいて設けられた熱シールドと、を有する、超音波外科用器具。

63. 熱シールドが超音波ブレードを中心として回転可能である、請求項62に記載の超音波器具。

64. ヒートシンクを有する、請求項62に記載の超音波器具。

65. 熱シールドが複数の開口部を有する、請求項62に記載の超音波器具。

66. 熱シールドがテーパ状部分を有する、請求項62に記載の超音波器具。

67. 統合型高周波(RF)/超音波外科用器具であって、超音波トランスデューサと；超音波トランスデューサと電氣的に接続されたジャックコネクタと；ジャックコネクタと嵌合可能な摺動式メス嵌合プラグと、を有し、摺動式メス嵌合プラグが複数の位置に摺動可能であることによって、超音波トランスデューサを超音波エネルギー源又はRFエネルギー源のいずれかと電氣的に接続する、統合型高周波(RF)/超音波外科用器具。

68. ジャックコネクタが超音波トランスデューサとともに回転可能である、請求項67に記載の統合型高周波(RF)/超音波外科用器具。

69. ジャックコネクタが4線ジャックコネクタである、請求項67に記載の統合型高周波(RF)/超音波外科用器具。

70. 摺動式メス嵌合プラグが第1の位置と第2の位置との間で摺動可能であり、第1の位置では超音波トランスデューサは、超音波エネルギー源と電氣的に接続されるとともにRFエネルギー源からは電氣的に隔離され、第2の位置では、超音波トランスデューサは、RFエネルギー源と電氣的に接続されるとともに超音波エネルギー源からは電氣的に隔離される、請求項67に記載の統合型高周波(RF)/超音波外科用器具。

71. 超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置であって、少なくとも1つの細長い部材と；少なくとも1つの細長い部材の遠位端に連結されたリンク機構と；少なくとも1つの細長い部材に連結された超音波トランスデューサと；少なくとも1つの細長い部材の超音波ノードに配置された枢動軸と、を有する、超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

72. 少なくとも1つの細長い部材の近位端に連結された第2のリンク機構と、少なくとも1つの細長い部材の第2の超音波に配置された第2の枢動軸と、を有する、請求項71に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

73. 少なくとも1つの細長い部材の上方の第2の細長い部材と；少なくとも1つの細長い部材と第2の細長い部材との間に配置された減衰材料と、を有する、請求項71に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

【0244】

〔実施の態様〕

(1) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端が超音波トランスデューサに連結された、導波管と、

管腔を画定する管であって、前記導波管が前記管腔内に配置された、管と、

10

20

30

40

50

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、超音波ブレードと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームとを有する、エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに連結された組織蓄積障害機構と、を有し、前記組織蓄積障害機構が前記管腔内に組織が蓄積することを防止するように構成されている、超音波外科用器具。

(2) 前記組織蓄積障害機構が、前記管と前記エンドエフェクタとの間にシールを形成するように構成されたブーツバリアを含む、実施態様1に記載の外科用器具。

(3) 前記ブーツバリアが前記管に対して封止される、実施態様2に記載の外科用器具。

(4) 前記ブーツが1又は2以上の保持要素を用いて前記管又はエンドエフェクタにより保持される、実施態様2に記載の外科用器具。

(5) 前記ブーツバリアが、前記ブーツバリアと前記超音波ブレードとの締まり嵌めによって前記超音波ブレードに対して封止される、実施態様2に記載の外科用器具。

【0245】

(6) 前記ブーツバリアがキャビティを有する、実施態様2に記載の外科用器具。

(7) 前記キャビティが、前記キャビティからの液体の流出を可能とするように丸みがつけられている、実施態様6に記載の外科用器具。

(8) 前記ブーツバリアが前記ブレードとの複数の接点を有する、実施態様2に記載の外科用器具。

(9) 前記組織蓄積障害機構が、前記管における1又は2以上の開口部を含む、実施態様1に記載の外科用器具。

(10) 前記開口部が1又は2以上の窓を含む、実施態様9に記載の外科用器具。

【0246】

(11) 前記開口部が1又は2以上の穴を含む、実施態様9に記載の外科用器具。

(12) 前記管が遠位部分を有し、該遠位部分が半円形の断面を有する、実施態様1に記載の外科用器具。

(13) 前記管が、前記管の内側に形成された1又は2以上のリブを有する、実施態様1に記載の外科用器具。

(14) 前記組織蓄積障害機構が、前記ブレードと前記管との間に陽圧の流れを与えるように構成されたポンプを含み、前記陽圧の流れが前記管腔内への組織の進入を防止する、実施態様1に記載の外科用器具。

(15) 前記ポンプが、前記管腔内に配置された最遠位のオーバーモールドされたシールの遠位に配置される、実施態様14に記載の外科用器具。

【0247】

(16) 前記組織蓄積障害機構が前記管腔内に配置された摺動可能な管を含み、前記摺動可能な管が第1の位置から第2の位置へと摺動可能であり、前記第1の位置では前記摺動可能な管は前記ブレードを覆って配置され、前記第2の位置では前記ブレードが露出される、実施態様1に記載の外科用器具。

(17) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、少なくとも1つの組織保持要素を有する、エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、超音波外科用器具。

(18) 前記少なくとも1つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタに形成された1又は2以上の凹部/溝/切欠きを含む、実施態様17に記載の外科用器具。

(19) 前記1又は2以上の凹部が三角形の歯を含む、実施態様18に記載の外科用器具。

10

20

30

40

50

(20) 前記1又は2以上の凹部が穴を含む、実施態様18に記載の外科用器具。

【0248】

(21) 前記1又は2以上の凹部が水平方向のトレンチを含む、実施態様18に記載の外科用器具。

(22) 前記少なくとも1つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタの組織分割クラウンからオフセットしている、実施態様17に記載の外科用器具。

(23) 前記少なくとも1つの組織保持要素が、前記エンドエフェクタからの1又は2以上の突起を含む、実施態様17に記載の外科用器具。

(24) 前記1又は2以上の突起が三角形の歯を含む、実施態様23に記載の外科用器具。

(25) 前記1又は2以上の突起がブロックを含む、実施態様23に記載の外科用器具。

【0249】

(26) 前記1又は2以上の突起が水平方向のこぶを含む、実施態様23に記載の外科用器具。

(27) 前記1又は2以上の突起が円形のこぶを含む、実施態様23に記載の外科用器具。

(28) 前記少なくとも1つの組織保持要素が、前記ブレードの全長にわたって配置される、実施態様17に記載の外科用器具。

(29) 前記少なくとも1つの組織保持要素が、前記ブレードの個別の部分にわたって配置される、実施態様17に記載の外科用器具。

(30) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に動作可能に連結されたエンドエフェクタと、

前記導波管を回転させるように構成された回転シュラウドと、

前記回転シュラウドと連結されることによって所定の回転を超えた回転ノブの回転を防止する回転止め機構と、を有する、超音波外科用器具。

【0250】

(31) 前記シュラウドが、

少なくとも1つのチャンネルと、

前記少なくとも1つのチャンネルの内部に配置された少なくとも1つのボスと、を有し、前記少なくとも1つのボスが所定の横方向の運動限界を有し、前記少なくとも1つのボスが前記所定の横方向の運動限界に達した時点で、前記少なくとも1つのボスが前記回転ノブの更なる回転を防止する、実施態様30に記載の外科用器具。

(32) 前記回転止めが、

第1の翼状要素及び第2の翼状要素を有するゲートを有し、前記第1の翼状要素及び第2の翼状要素が、ある角度をなして配置され、前記ゲートが前記シュラウド内に配置され、前記ゲートが前記シュラウドの所定角度の回転を可能とする、実施態様30に記載の外科用器具。

(33) 前記回転止めが輪郭形成された突出要素を含む、実施態様30に記載の外科用器具。

(34) 前記輪郭形成された突出要素が触覚的フィードバック要素を含む、実施態様33に記載の外科用器具。

(35) 前記触覚的フィードバック要素が、ゴム、中～高密度ゴム、シリコン、熱可塑性エラストマー、ステンレス鋼の弾性片、ばね鋼、銅、形状記憶金属、及びこれらの任意の組み合わせからなる群から選択される半柔軟性材料を含む、実施態様34に記載の外科用器具。

【0251】

(36) 超音波外科用器具であって、

10

20

30

40

50

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、

前記導波管を覆って配置された管と、を有し、前記管が撓み防止要素を有し、前記撓み防止要素が前記ブレードの撓みを可能とするように構成され、前記ブレードの撓みが、クランプ締め位置にある場合に前記クランプアームによって前記ブレードに加えられる力を打ち消す、超音波外科用器具。

(3 7) 外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、超音波信号及び電気外科信号を与えるように構成された信号源に前記近位端が連結された、導波管と、

前記導波管に連結されたエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、

シーリングボタンと、を有し、前記シーリングボタンが、前記外科用器具に、前記電気外科信号を前記エンドエフェクタ及び前記クランプアームに第 1 の時間にわたって供給させ、更に、前記シーリングボタンが、前記外科用器具に、前記超音波信号を前記ブレードに第 2 の時間にわたって供給させ、前記第 2 の時間が前記第 1 の時間の後である、外科用器具。

(3 8) 外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、

前記導波管を覆って配置された管と、

前記管の外表面に形成されたカム面と、

前記カム面と動作可能に連結されたクランプアームと、を有する、外科用器具。

(3 9) 前記エンドエフェクタによって画定される穴の内部に配置され、前記クランプアームと動作可能に連結された枢動ピンを有し、前記クランプアームが前記枢動ピンを中心として枢動する、実施態様 3 8 に記載の外科用器具。

(4 0) 前記枢動ピンが前記導波管の最遠位のノードに配置される、実施態様 3 9 に記載の外科用器具。

【 0 2 5 2 】

(4 1) 前記管が作動可能であり、前記クランプアームが、前記管と前記エンドエフェクタとの相対運動によって、前記エンドエフェクタに対してカム動作で開閉される、実施態様 3 8 に記載の外科用器具。

(4 2) 外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサに連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタであって、ピン穴を画定する、エンドエフェクタと、

前記ピン穴の内部に配置された剛性ピンと、

クランプアームと、

四棒リンク機構と、を有し、

前記四棒リンク機構が前記クランプアーム及び前記剛性ピンに動作可能に連結され、前記四棒リンク機構が前記クランプアームをクランプ締め位置へと動かすように作動可能である、外科用器具。

(4 3) 前記四棒リンク機構と連結された外側管を有し、該外側管が前記四棒リンク機構を第 1 の位置から第 2 の位置へと動かす、実施態様 4 2 に記載の外科用器具。

(4 4) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

10

20

30

40

50

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、を有し、前記エンドエフェクタの前記遠位端が1又は2以上の露出部分を有するように前記エンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

(45) 前記1又は2以上の露出領域が対称的である、実施態様44に記載の超音波外科用器具。

【0253】

(46) 前記1又は2以上の露出領域が非対称的である、実施態様44に記載の超音波外科用器具。

(47) 前記1又は2以上の露出部分が1又は2以上のコーティングされた部分によって隔てられている、実施態様44に記載の超音波外科用器具。

(48) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、実施態様44に記載の超音波外科用器具。

(49) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、実施態様44に記載の超音波外科用器具。

(50) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、前記クランプアームの前記遠位端が1又は2以上の露出部分を有するように前記クランプアームが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

【0254】

(51) 前記1又は2以上の露出領域が対称的である、実施態様50に記載の超音波外科用器具。

(52) 前記1又は2以上の露出領域が非対称的である、実施態様50に記載の超音波外科用器具。

(53) 前記1又は2以上の露出部分が1又は2以上のコーティングされた部分によって隔てられている、実施態様50に記載の超音波外科用器具。

(54) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、実施態様50に記載の超音波外科用器具。

(55) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、実施態様50に記載の超音波外科用器具。

【0255】

(56) 超音波外科用器具であって、

近位端と遠位端とを有する導波管であって、前記近位端がトランスデューサと連結された、導波管と、

前記導波管の前記遠位端に連結されたエンドエフェクタと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結されたクランプアームと、を有し、前記エンドエフェクタ及びクランプアームの前記遠位端が1又は2以上の露出部分を有するように、前記クランプアーム及び前記エンドエフェクタが熱的及び電氣的絶縁材料で部分的にコーティングされている、超音波外科用器具。

(57) 前記1又は2以上の露出領域が対称的である、実施態様56に記載の超音波外科用器具。

(58) 前記1又は2以上の露出領域が非対称的である、実施態様56に記載の超音波外科用器具。

(59) 前記1又は2以上の露出部分が1又は2以上のコーティングされた部分によって隔てられている、実施態様56に記載の超音波外科用器具。

(60) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、実施態様56に記載の超音波外科用器具。

【0256】

(6 1) 前記導波管が熱的及び電氣的絶縁材料で完全にコーティングされている、実施態様 5 6 に記載の超音波外科用器具。

(6 2) 超音波外科用器具であって、
超音波外科ブレード及びクランプアームを有する超音波エンドエフェクタと、
前記超音波ブレードから所定の間隔をおいて設けられた熱シールドと、を有する、超音波外科用器具。

(6 3) 前記熱シールドが前記超音波ブレードを中心として回転可能である、実施態様 6 2 に記載の超音波器具。

(6 4) ヒートシンクを有する、実施態様 6 2 に記載の超音波器具。

(6 5) 前記熱シールドが複数の開口部を有する、実施態様 6 2 に記載の超音波器具。

【 0 2 5 7 】

(6 6) 前記熱シールドがテーパ状部分を有する、実施態様 6 2 に記載の超音波器具。

(6 7) 統合型高周波 (R F) / 超音波外科用器具であって、

超音波トランスデューサと、

前記超音波トランスデューサと電氣的に接続されたジャックコネクタと、

前記ジャックコネクタと嵌合可能な摺動式メス嵌合プラグと、

を有し、前記摺動式メス嵌合プラグが複数の位置に摺動可能であることによって、前記超音波トランスデューサを超音波エネルギー源又は R F エネルギー源のいずれかと電氣的に接続する、統合型高周波 (R F) / 超音波外科用器具。

(6 8) 前記ジャックコネクタが前記超音波トランスデューサとともに回転可能である、実施態様 6 7 に記載の統合型高周波 (R F) / 超音波外科用器具。

(6 9) 前記ジャックコネクタが 4 線ジャックコネクタである、実施態様 6 7 に記載の統合型高周波 (R F) / 超音波外科用器具。

(7 0) 前記摺動式メス嵌合プラグが第 1 の位置と第 2 の位置との間で摺動可能であり、

前記第 1 の位置では、前記超音波トランスデューサは、前記超音波エネルギー源と電氣的に接続されるとともに前記 R F エネルギー源からは電氣的に隔離され、

前記第 2 の位置では、前記超音波トランスデューサは、前記 R F エネルギー源と電氣的に接続されるとともに前記超音波エネルギー源からは電氣的に隔離される、実施態様 6 7 に記載の統合型高周波 (R F) / 超音波外科用器具。

【 0 2 5 8 】

(7 1) 超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置であって、

少なくとも 1 つの細長い部材と、

前記少なくとも 1 つの細長い部材の遠位端に連結されたリンク機構と、

前記少なくとも 1 つの細長い部材に連結された超音波トランスデューサと、

前記少なくとも 1 つの細長い部材の超音波ノードに配置された枢動軸と、を有する、超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

(7 2) 前記少なくとも 1 つの細長い部材の近位端に連結された第 2 のリンク機構と、

前記少なくとも 1 つの細長い部材の第 2 の超音波ノードに配置された第 2 の枢動軸と、を有する、実施態様 7 1 に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

(7 3) 前記少なくとも 1 つの細長い部材の上方の第 2 の細長い部材と、

前記少なくとも 1 つの細長い部材と前記第 2 の細長い部材との間に配置された減衰材料と、を有する、実施態様 7 1 に記載の超音波エネルギー駆動式ロンジュール装置。

10

20

30

40

【 図 1 】

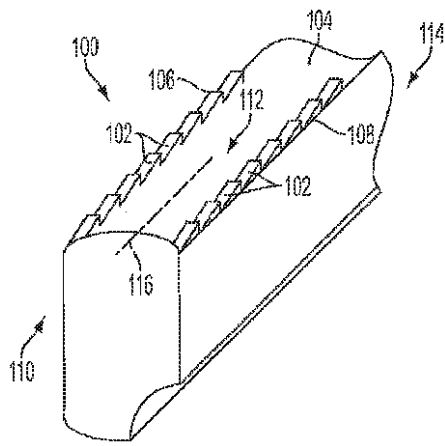


FIG. 1

【 図 2 】

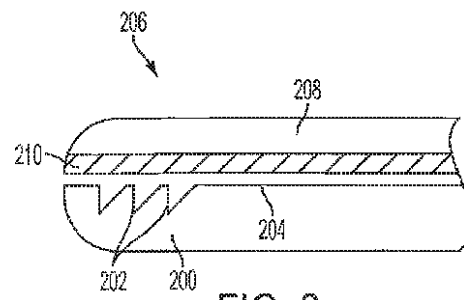


FIG. 2

【 図 3 】

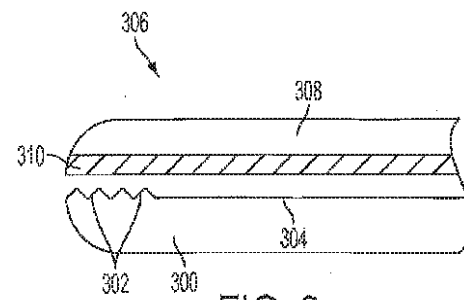


FIG. 3

【 図 4 】

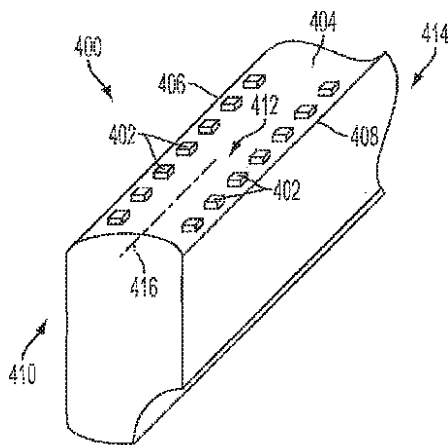


FIG. 4

【 図 6 】

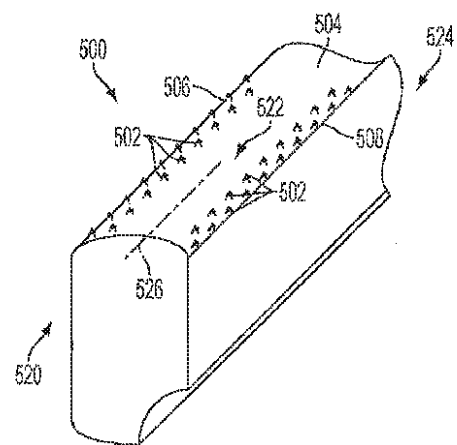


FIG. 6

【 図 5 】

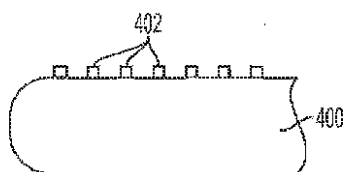


FIG. 5

【 図 7 A 】

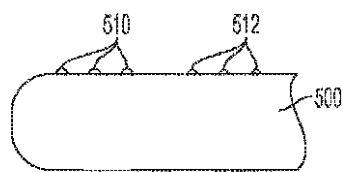


FIG. 7A

【図 7 B】



FIG. 7B

【図 7 C】

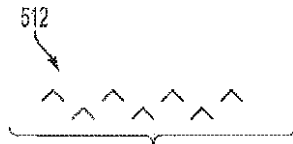


FIG. 7C

【図 8】

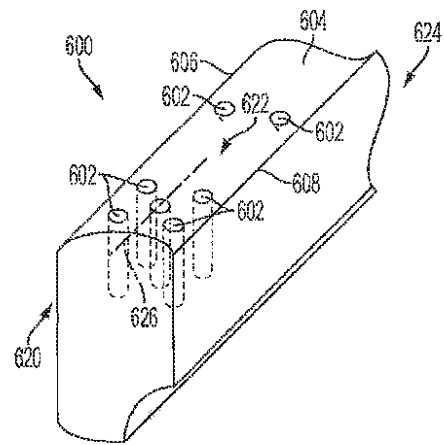


FIG. 8

【図 9 A】

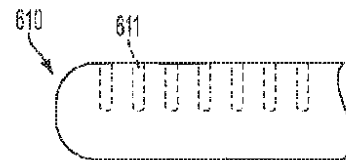


FIG. 9A

【図 9 B】

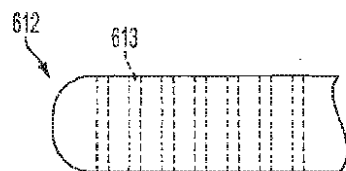


FIG. 9B

【図 9 C】

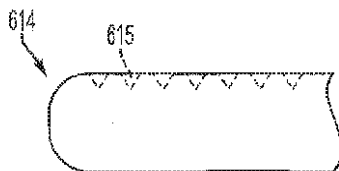


FIG. 9C

【図 10】

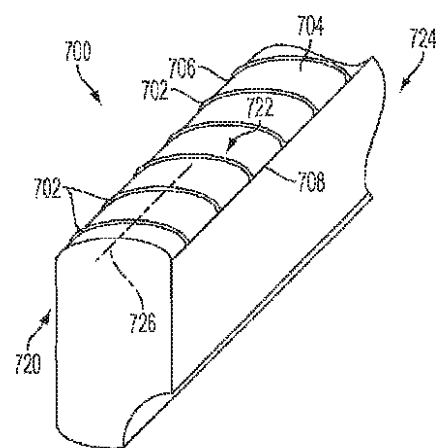


FIG. 10

【図 11】

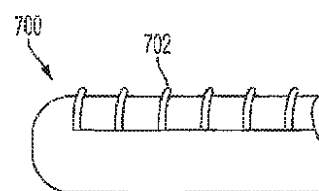


FIG. 11

【図 1 2】

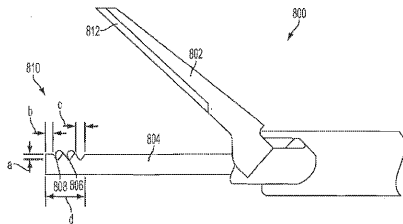


FIG. 12

【図 1 3】

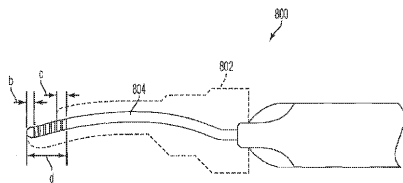


FIG. 13

【図 1 4】

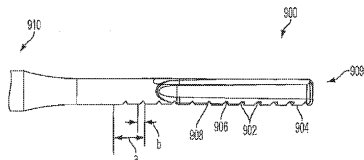


FIG. 14

【図 1 8】

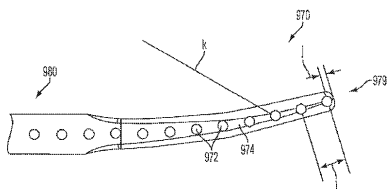


FIG. 18

【図 1 9】

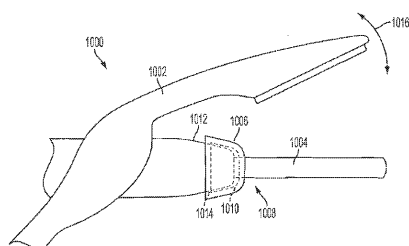


FIG. 19

【図 1 5】

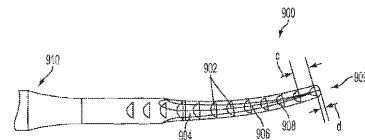


FIG. 15

【図 1 6】

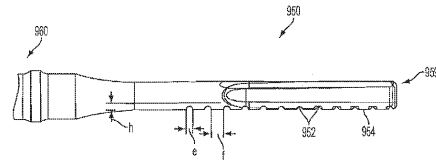


FIG. 16

【図 1 7】

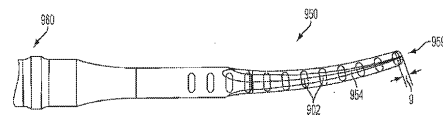


FIG. 17

【図 2 0】

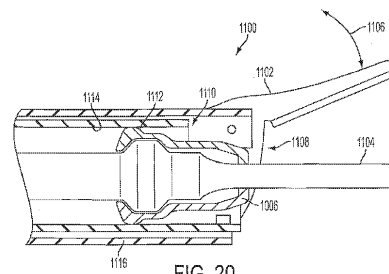


FIG. 20

【図 2 1】

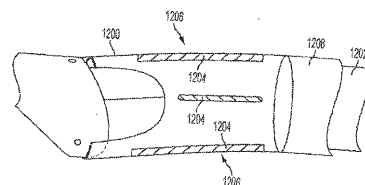
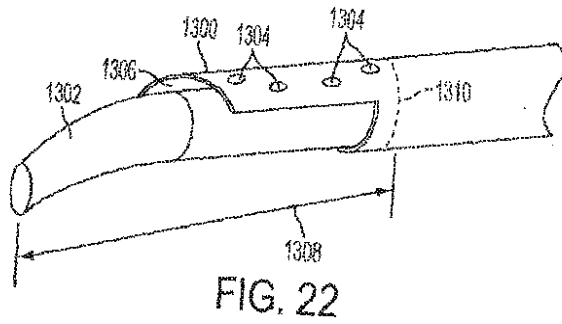
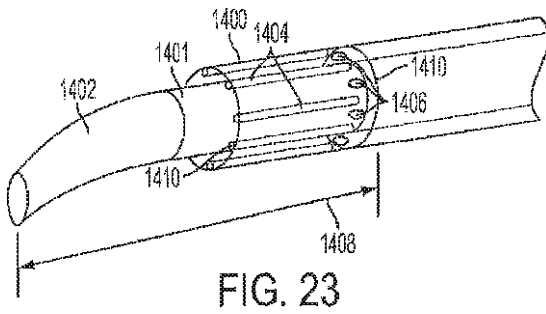


FIG. 21

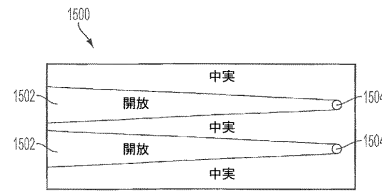
【図 2 2】



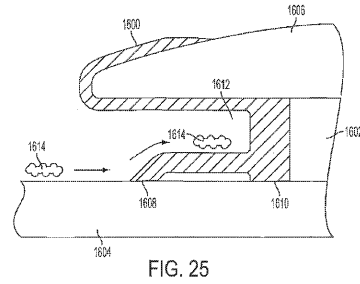
【図 2 3】



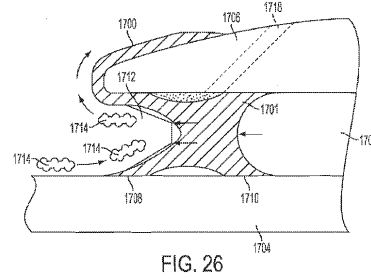
【図 2 4】



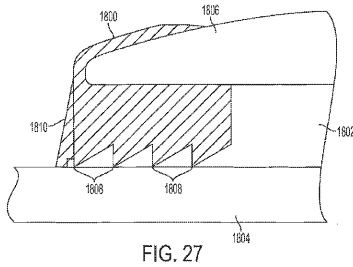
【図 2 5】



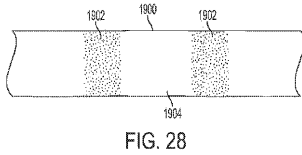
【図 2 6】



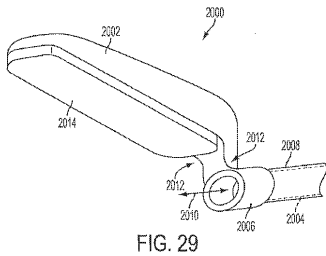
【図 2 7】



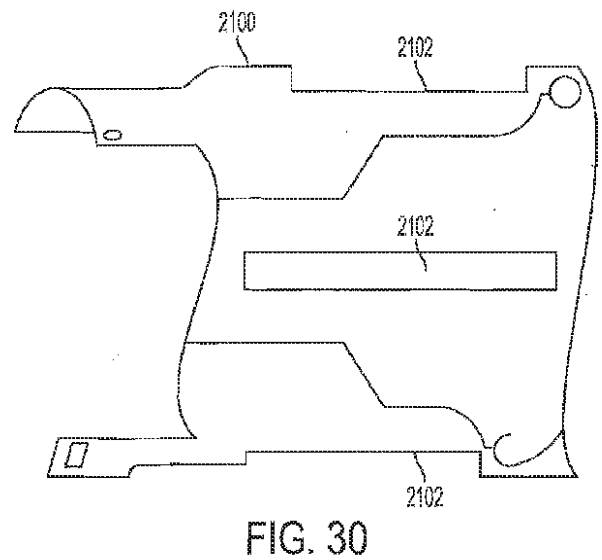
【図 2 8】



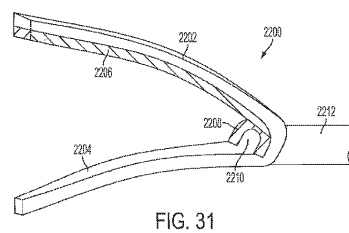
【図 2 9】



【図 3 0】



【図 3 1】



【図 3 2】

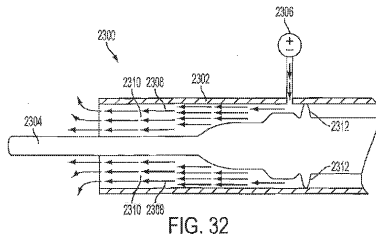


FIG. 32

【図 3 3】

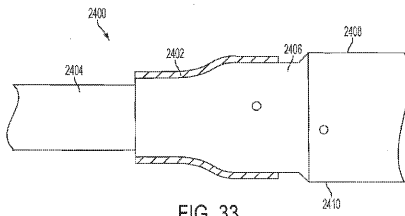


FIG. 33

【図 3 4】

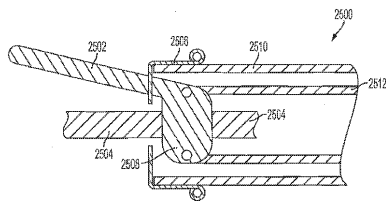


FIG. 34

【図 3 6】

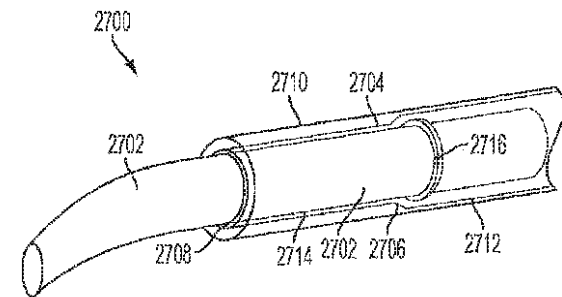


FIG. 36

【図 3 7】

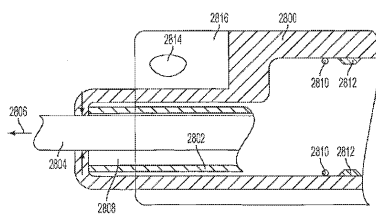


FIG. 37

【図 3 5】

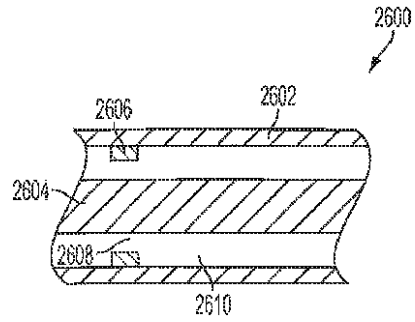


FIG. 35

【図 3 8】

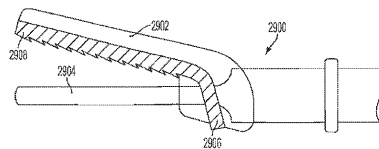


FIG. 38

【図 3 9】

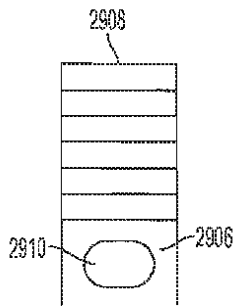


FIG. 39

【図 40】

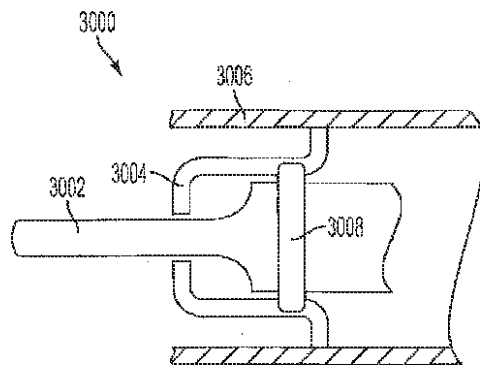


FIG. 40

【図 41】

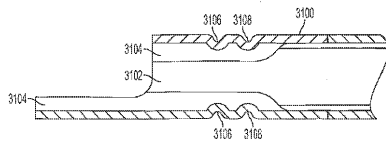


FIG. 41

【図 45】

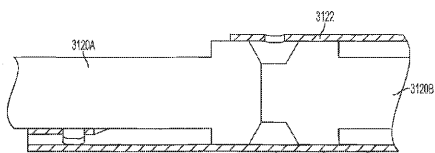


FIG. 45

【図 46】

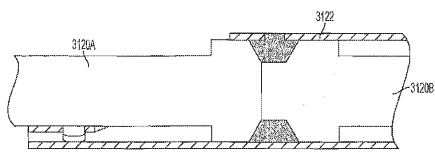


FIG. 46

【図 47】

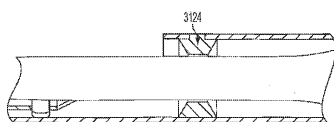


FIG. 47

【図 42】

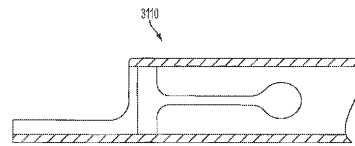


FIG. 42

【図 43】

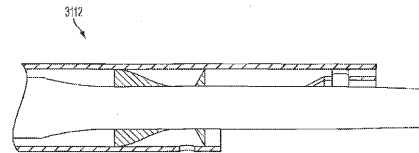


FIG. 43

【図 44】

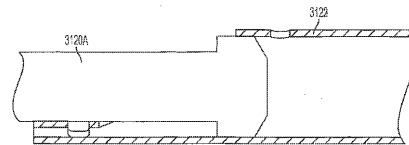


FIG. 44

【図 48】

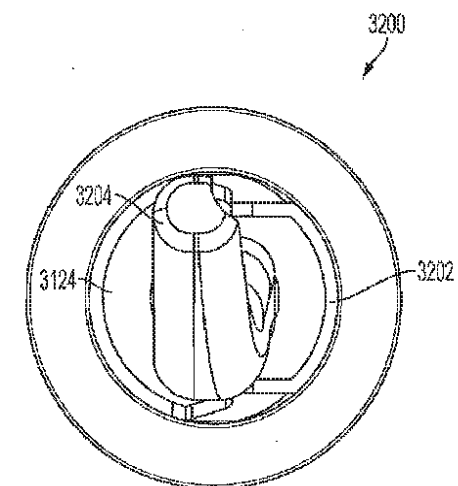


FIG. 48

【図 49】

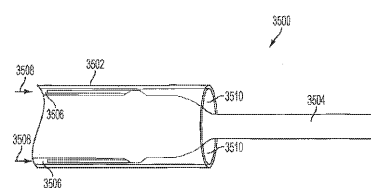
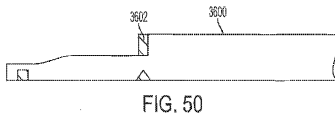
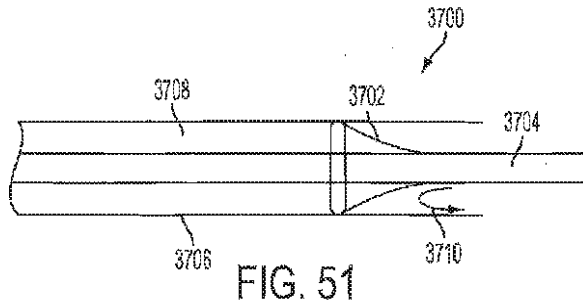


FIG. 49

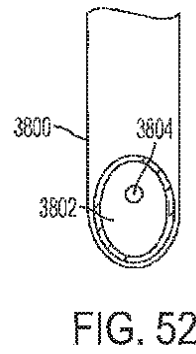
【図 50】



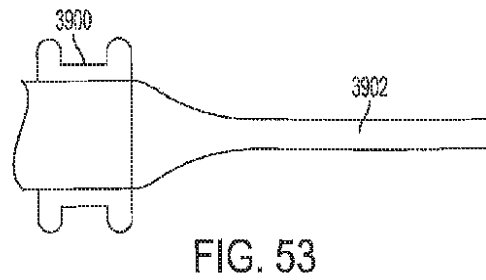
【図 51】



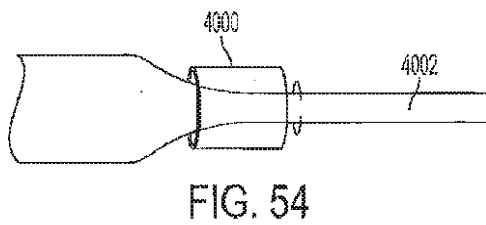
【図 52】



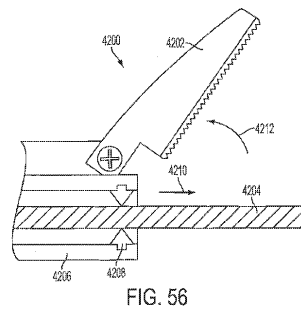
【図 53】



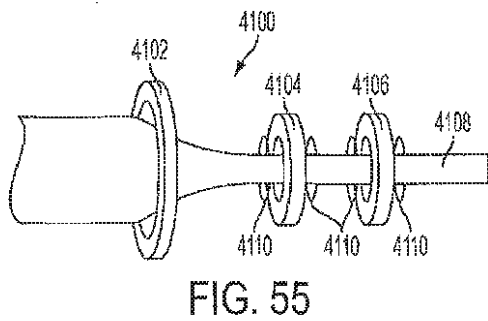
【図 54】



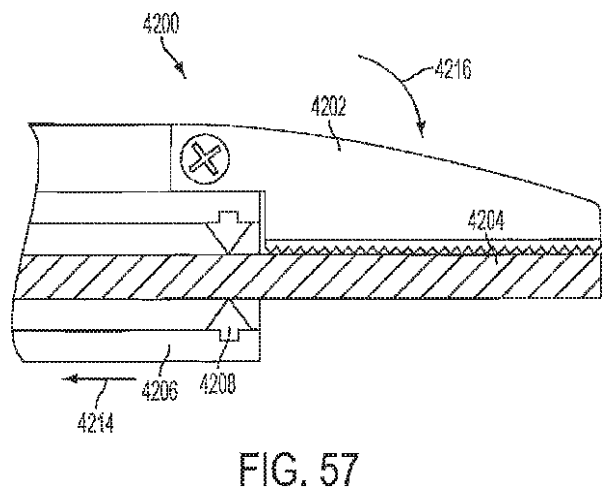
【図 56】



【図 55】



【図 57】



【図 58】

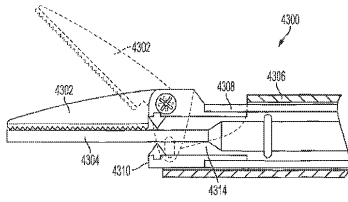


FIG. 58

【図 59】

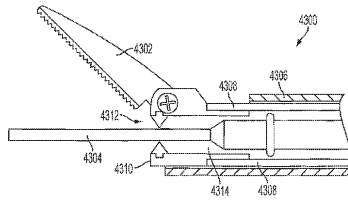


FIG. 59

【図 60】

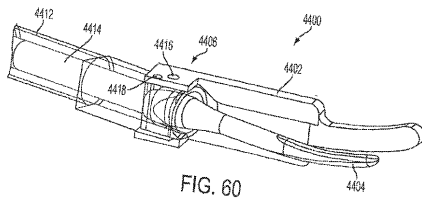


FIG. 60

【図 64】

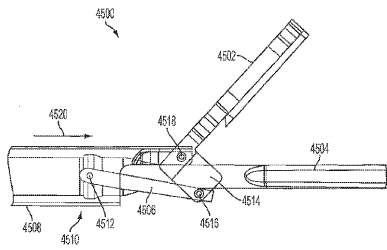


FIG. 64

【図 65】

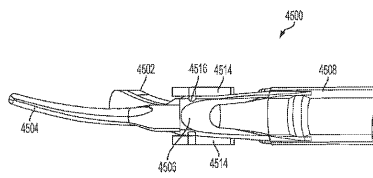


FIG. 65

【図 66】

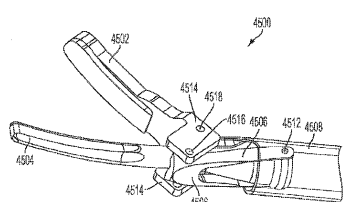


FIG. 66

【図 61】

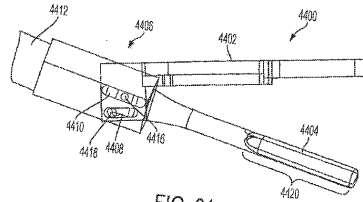


FIG. 61

【図 62】

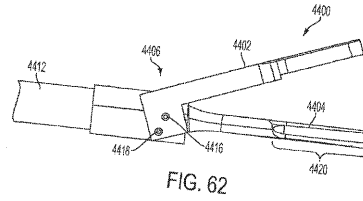


FIG. 62

【図 63】

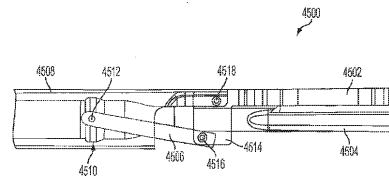


FIG. 63

【図 67】

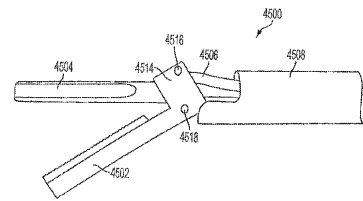


FIG. 67

【図 68】

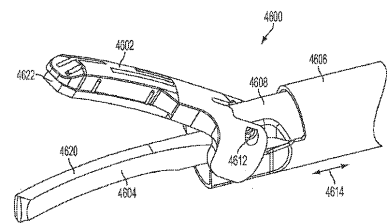


FIG. 68

【図 69】

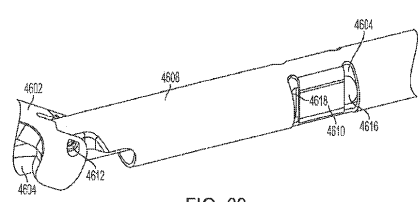


FIG. 69

【図 70】

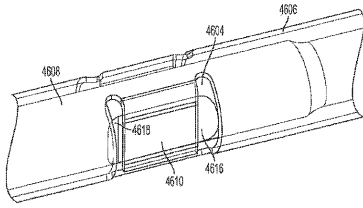


FIG. 70

【図 71】

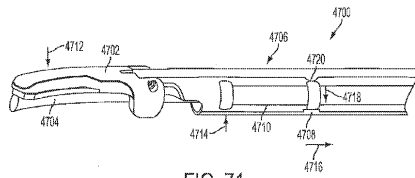


FIG. 71

【図 72】

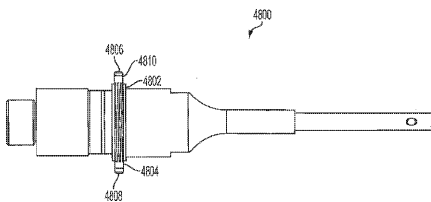


FIG. 72

【図 74 B】

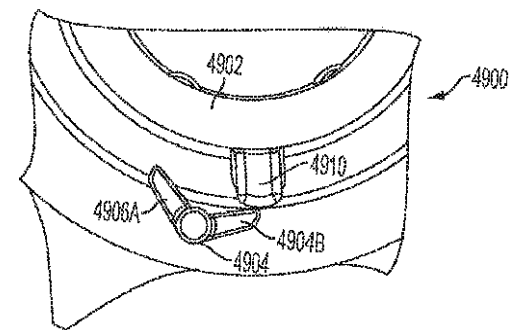


FIG. 74B

【図 73】

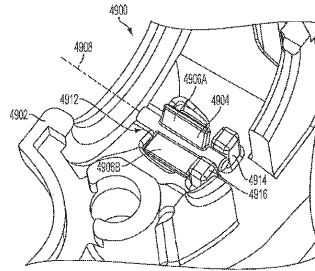


FIG. 73

【図 74 A】

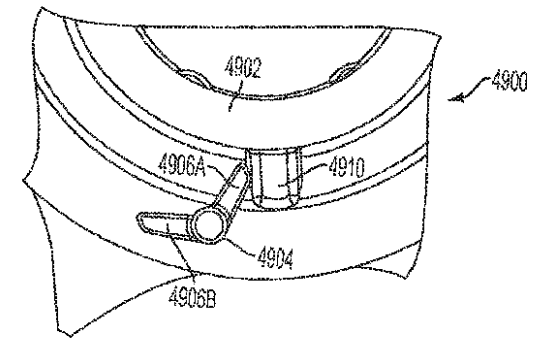


FIG. 74A

【図 74 C】

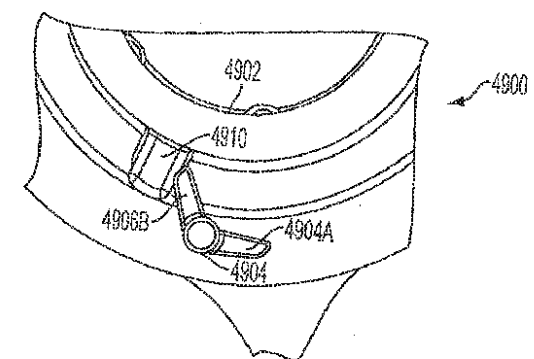


FIG. 74C

【図 75】

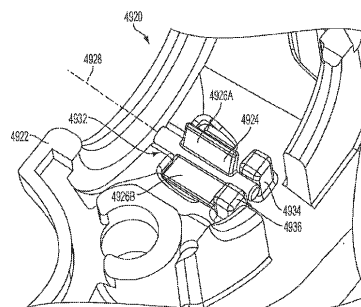


FIG. 75

【図 76 A】

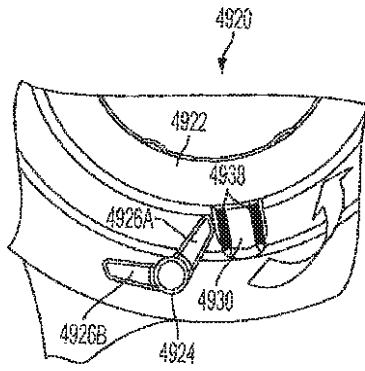


FIG. 76A

【図 76 B】

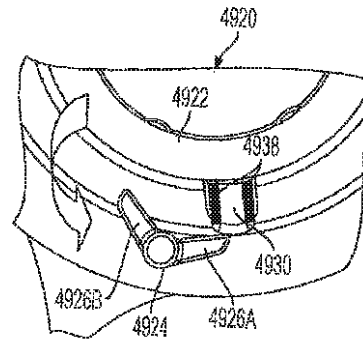


FIG. 76B

【図 76 C】

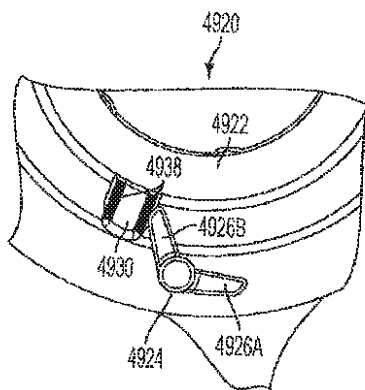


FIG. 76C

【図 77】

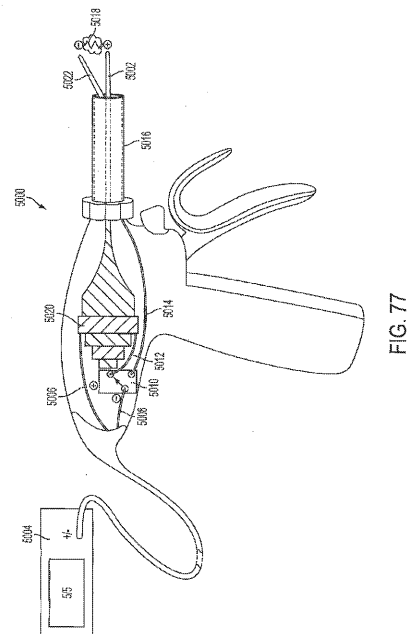
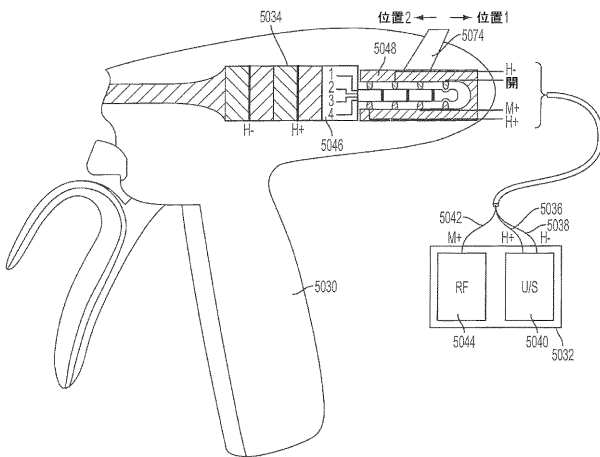
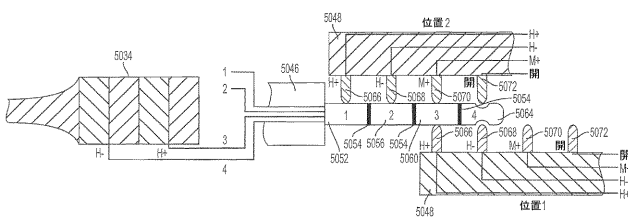


FIG. 77

【図 78】



【図 79】



【図 80】

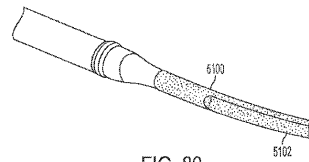


FIG. 80

【図 81】

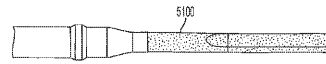


FIG. 81

【図 82】

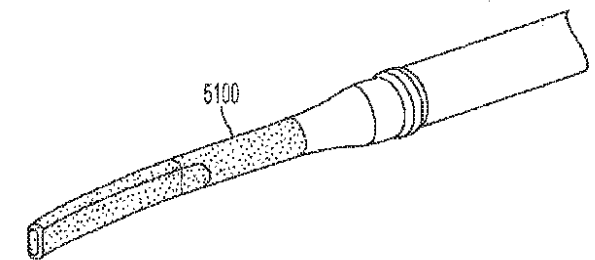


FIG. 82

【図 83】

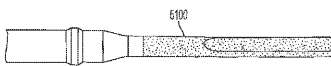


FIG. 83

【図 84】

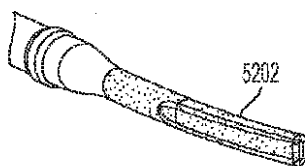


FIG. 84

【図 85】

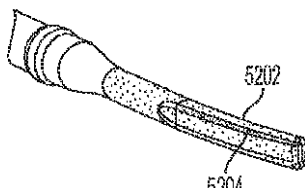


FIG. 85

【図 86】

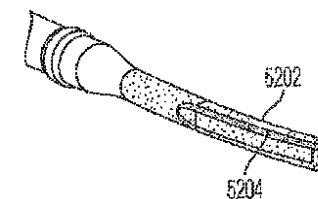


FIG. 86

【図 87】

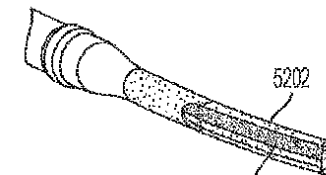


FIG. 87

【図 88】

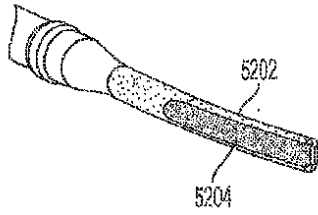


FIG. 88

【図 89】

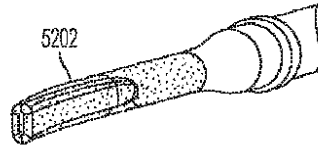


FIG. 89

【図 90】

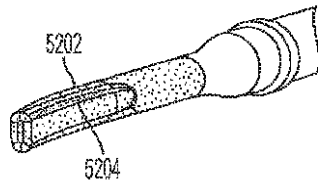


FIG. 90

【図 93】

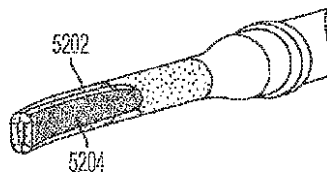


FIG. 93

【図 94】

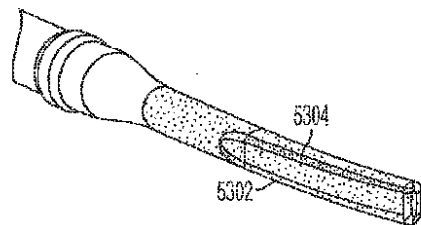


FIG. 94

【図 91】

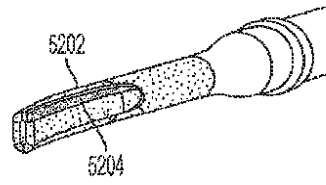


FIG. 91

【図 92】

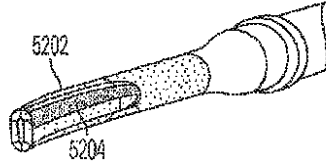


FIG. 92

【図 95】

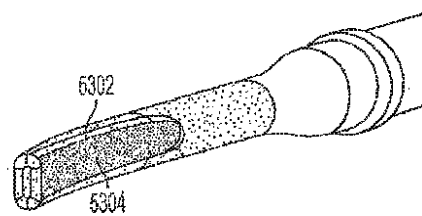


FIG. 95

【図 96】

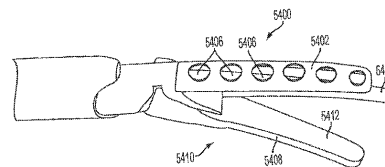


FIG. 96

【図 97】

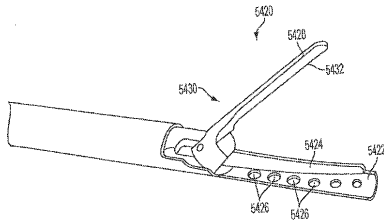


FIG. 97

【図 98】

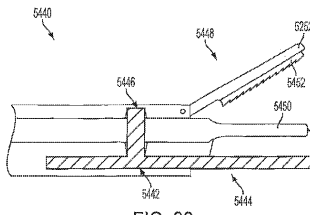


FIG. 98

【図 99】

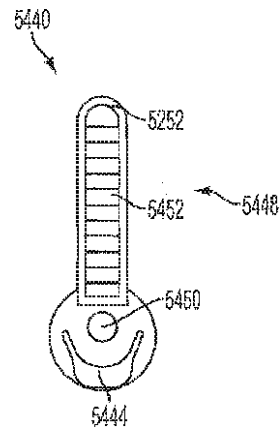


FIG. 99

【図 100】

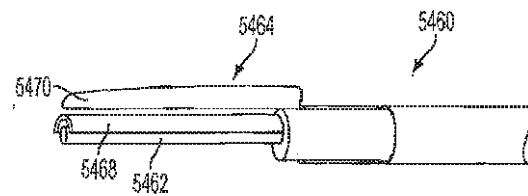


FIG. 100

【図 101】

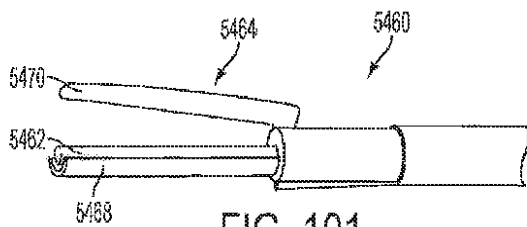


FIG. 101

【図 103】

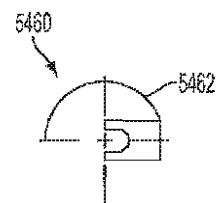


FIG. 103

【図 102】

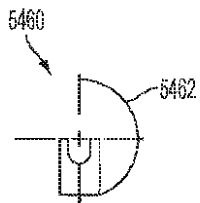


FIG. 102

【図 104】

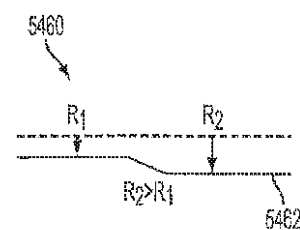


FIG. 104

【図 105】

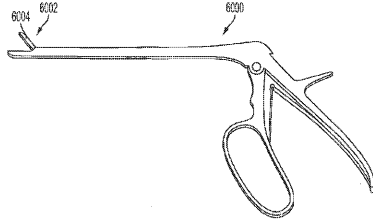
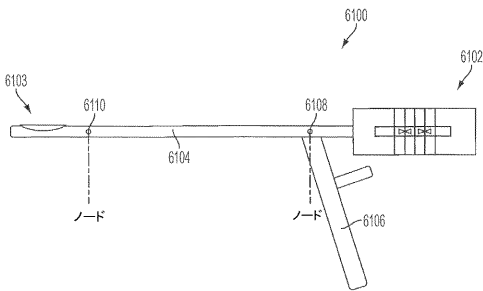


FIG. 105

【図 106】



【図 108】

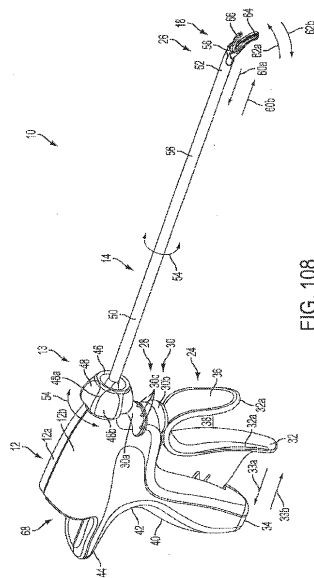


FIG. 108

【図 107】

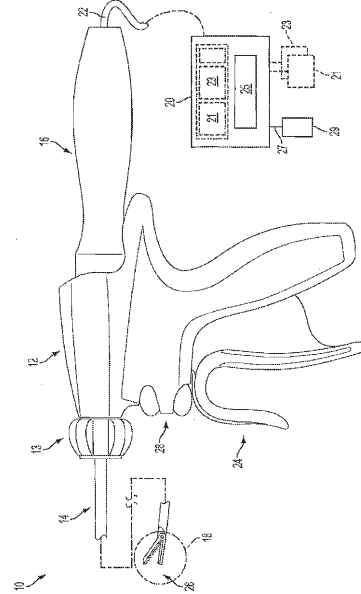


FIG. 107

【図 109】

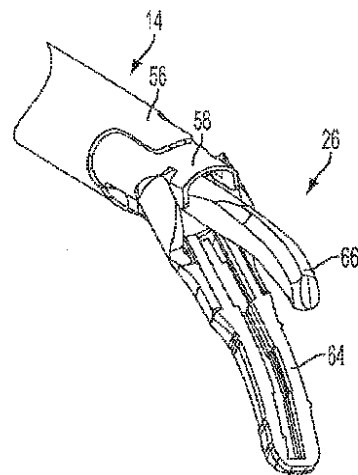


FIG. 109

【図 110】

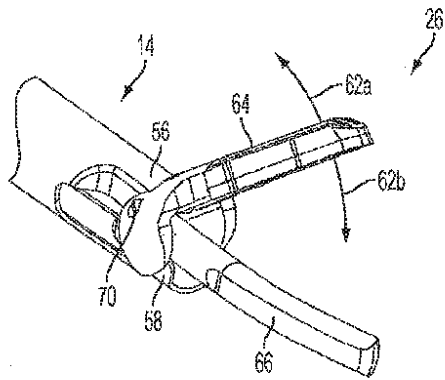


FIG. 110

【図 111】

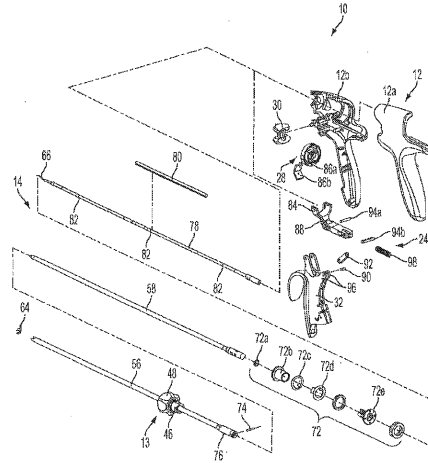


FIG. 111

【図 112 A】

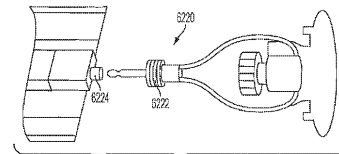


FIG. 112A

【図 112 B】

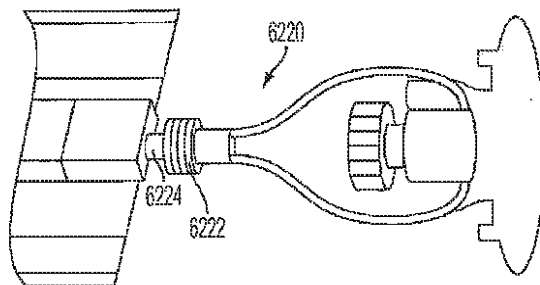


FIG. 112B

【図 113 B】

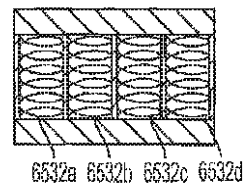


FIG. 113B

【図 113 C】

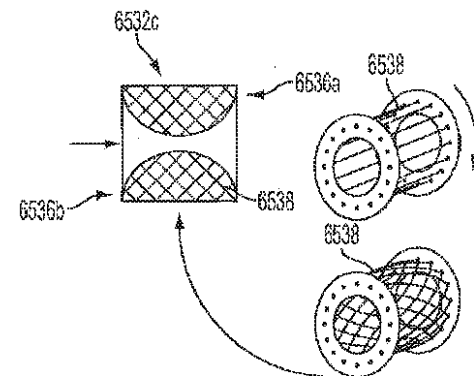


FIG. 113C

【図 113 A】

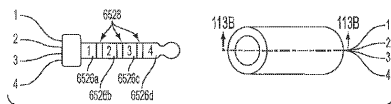


FIG. 113A

【図 1 1 4 A】

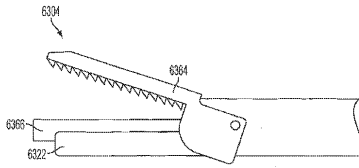


FIG. 114A

【図 1 1 4 B】

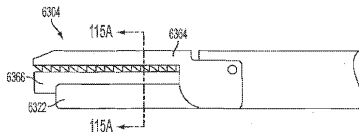


FIG. 114B

【図 1 1 5 A】

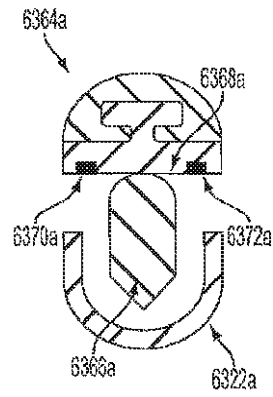


FIG. 115A

【図 1 1 5 B】

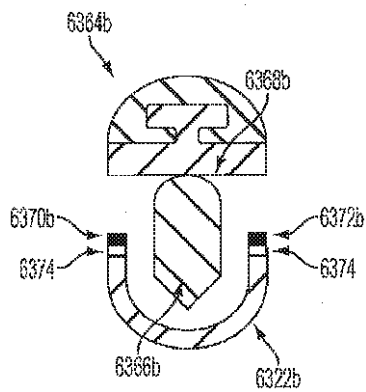


FIG. 115B

【図 1 1 5 C】

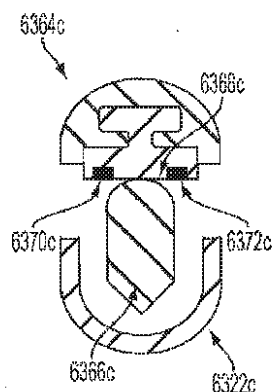


FIG. 115C

【図 115 D】

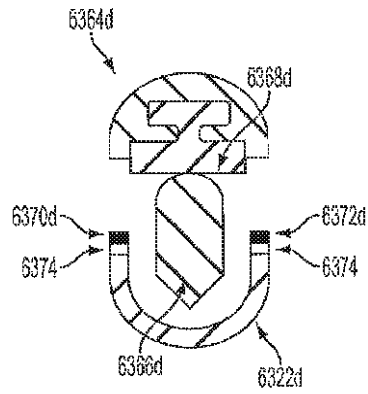


FIG. 115D

【図 115 E】

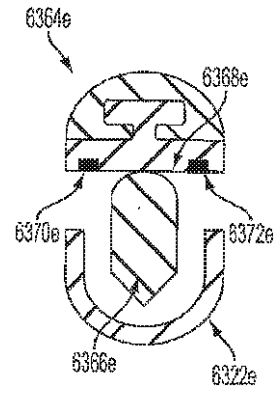


FIG. 115E

【図 115 F】

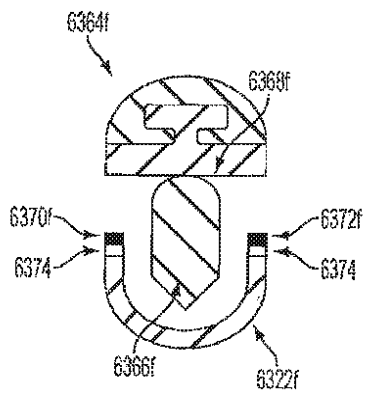


FIG. 115F

【図 115 G】

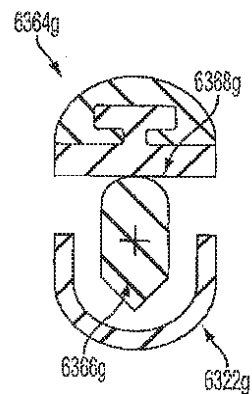


FIG. 115G

【図 1 1 5 H】

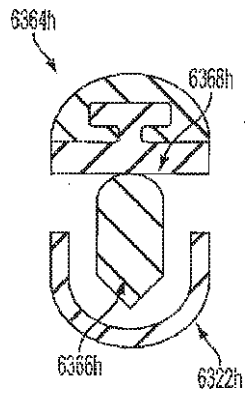


FIG. 115H

【図 1 1 5 I】

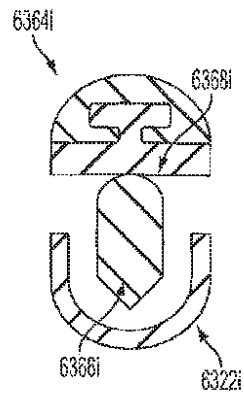
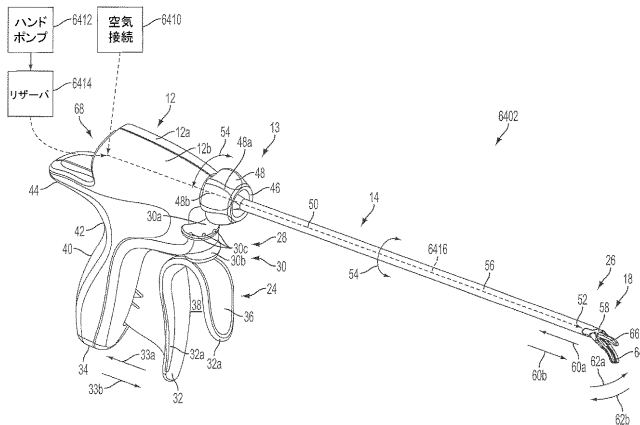


FIG. 115I

【図 1 1 6 A】



【図 1 1 6 B】

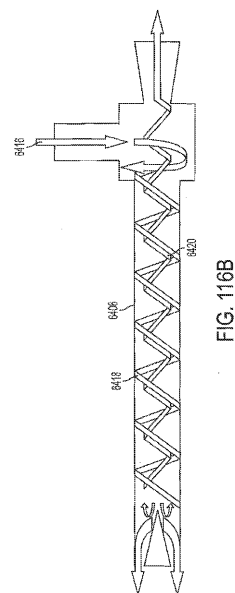


FIG. 116B

【図 117】

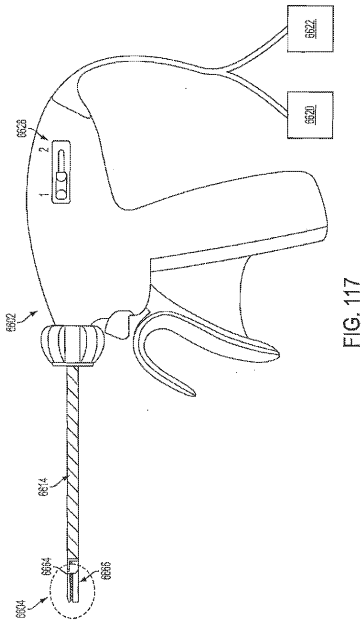


FIG. 117

【図 118】

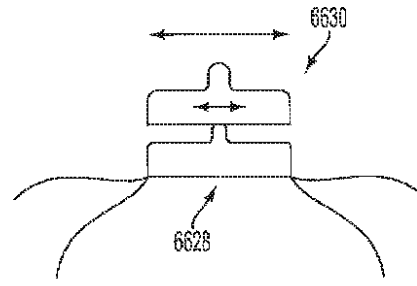


FIG. 118

【図 119 A】

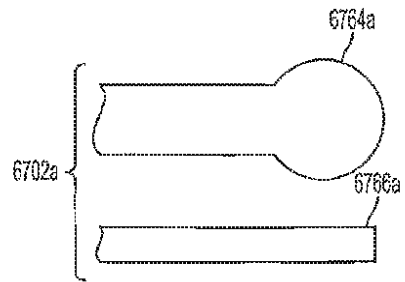


FIG. 119A

【図 119 B】

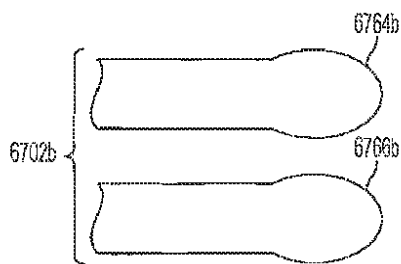


FIG. 119B

【図 119 D】

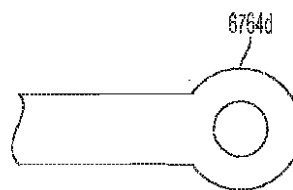


FIG. 119D

【図 119 C】

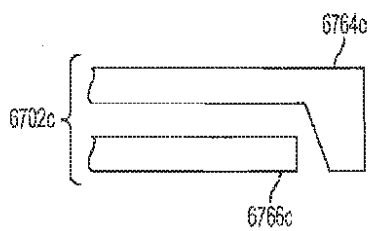


FIG. 119C

【図 119 E】

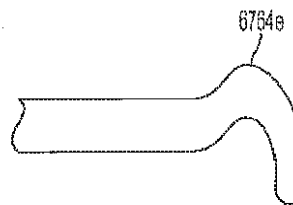


FIG. 119E

【図 120 A】

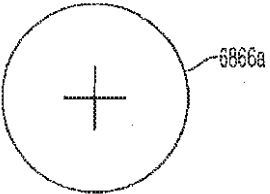


FIG. 120A

【図 120 B】

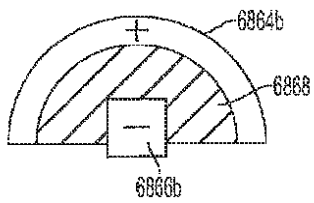


FIG. 120B

【図 121 C】

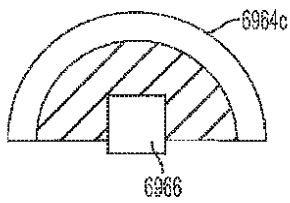


FIG. 121C

【図 120 C】



FIG. 120C

【図 121 A】

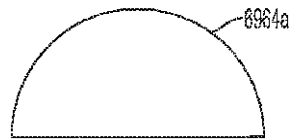


FIG. 121A

【図 121 B】



FIG. 121B

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2013/070120

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B17/32 A61B18/14 A61B18/00 A61B17/29 A61B19/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/063528 A1 (BEAUPRE JEAN MICHAEL [US]) 11 March 2010 (2010-03-11)	1-5,8
Y	paragraph [0060]; figures 8a-9b -----	12-16
X	US 6 436 114 B1 (NOVAK PAVEL [CH] ET AL) 20 August 2002 (2002-08-20)	38-43
Y	figures 7-9 -----	1-9,11
X	US 2001/047182 A1 (BANKO WILLIAM [US]) 29 November 2001 (2001-11-29)	17-19, 23,24, 28,42,71
A	figures 1,4a,5a,5b -----	1-16
Y	US 5 935 144 A (ESTABROOK BRIAN [US]) 10 August 1999 (1999-08-10)	1-5,8,9, 11
	figures 1-7 column 5, line 11 - line 50 ----- -/-	
☒ 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		Date of mailing of the international search report
8 September 2014		17/09/2014
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 Cornelissen, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/070120

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2011/100321 A2 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]; ROBERTSON GALEN C [US]; HOUSER KEVIN L) 18 August 2011 (2011-08-18) figures 74,78-90	2-8
X	----- US 2006/079879 A1 (FALLER CRAIG N [US] ET AL) 13 April 2006 (2006-04-13) paragraph [0071]; figure 2	1
Y	----- US 2008/234710 A1 (NEUROHR MARK A [US] ET AL) 25 September 2008 (2008-09-25) figures 27,36-39	12,16
X	----- US 6 669 690 B1 (OKADA MITSUMASA [JP] ET AL) 30 December 2003 (2003-12-30)	36
Y	paragraph [0569] - paragraph [0571]; figure 79a	14
Y	----- US 2009/036914 A1 (HOUSER KEVIN L [US]) 5 February 2009 (2009-02-05) figures 15,17	15
X	----- WO 98/16156 A1 (SURGICAL DESIGN CORP [US]) 23 April 1998 (1998-04-23)	17-19, 23,24, 28,42, 71,73
Y	figure 1c	20,21, 25-27,29
A		1-16
Y	----- US 4 808 154 A (FREEMAN JERRE M [US]) 28 February 1989 (1989-02-28) figures 2-8	13
Y	----- EP 1 927 321 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 4 June 2008 (2008-06-04) figures 8,9	20,21, 25,26
Y	----- EP 2 106 758 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]) 7 October 2009 (2009-10-07) figure 6a	25,26,29
Y	----- US 2009/216157 A1 (YAMADA NORIHIRO [JP]) 27 August 2009 (2009-08-27) figures 3-8	25-27
Y	----- US 2010/057117 A1 (YAMADA NORIHIRO [JP]) 4 March 2010 (2010-03-04) figures 24,25	29
A	----- US 2010/312107 A1 (TANAKA KAZUE [JP] ET AL) 9 December 2010 (2010-12-09) figures 20a-20e	17-29
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/070120

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00/64358 A2 (YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB]; YOUNG STEPHEN MICHAEL RADLEY [GB]) 2 November 2000 (2000-11-02) figures 1-4 -----	21
X	US 2009/254080 A1 (HONDA SATOSHI [JP]) 8 October 2009 (2009-10-08) figures 5,11 paragraph [0025] -----	37
X	US 2002/156466 A1 (SAKURAI TOMOHISA [JP] ET AL) 24 October 2002 (2002-10-24) figures 1,7a-7c paragraph [0076] - paragraph [0081] -----	37
X	US 2008/125768 A1 (TAHARA NAKO [JP] ET AL) 29 May 2008 (2008-05-29) figures 14a,14b -----	37
X	US 2007/043297 A1 (MIYAZAWA TARO [JP]) 22 February 2007 (2007-02-22) paragraph [0088] - paragraph [0090] paragraph [0079] - paragraph [0083] -----	37
X	WO 03/082133 A1 (YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB]; YOUNG STEPHEN MICHAEL RADLEY [GB]) 9 October 2003 (2003-10-09) figures 1-4 -----	38,41
X	WO 02/38057 A1 (YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB]; YOUNG STEPHEN MICHAEL RADLEY [GB]) 16 May 2002 (2002-05-16) figures 1-9 -----	38,41
X	WO 2012/135721 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]; ROSS ANTHONY B [US]; STODDARD ROBERT B [US]; CUN) 4 October 2012 (2012-10-04) paragraph [0032] paragraph [0029]; figures 1-3 paragraph [0028] paragraph [0031] paragraph [0034] -----	62-64
X	WO 2008/118709 A1 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]; ROBERTSON GALEN C [US]; NEUROHR MARK A) 2 October 2008 (2008-10-02) paragraph [0145]; figures 27-54 -----	62,64,66
X	US 6 056 735 A (OKADA MITSUMASA [JP] ET AL) 2 May 2000 (2000-05-02) column 35, line 60 - column 36, line 13; figures 54,56,63-67 -----	44-62
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/070120

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	EP 2 583 633 A1 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]) 24 April 2013 (2013-04-24) figures 7a,7b -----	62,64-66
A	EP 1 875 875 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 9 January 2008 (2008-01-09) figure 17 -----	45,47
A	US 2012/203143 A1 (SANAI HIDEO [JP] ET AL) 9 August 2012 (2012-08-09) nr 51 are insulating members not completely coverign the clamp arm; figures 7,8 -----	44-61
A	US 2009/270771 A1 (TAKAHASHI HIROYUKI [JP]) 29 October 2009 (2009-10-29) figures 7-9 -----	44-61
A	US 2005/222598 A1 (HO HUDDIE J [US] ET AL) 6 October 2005 (2005-10-06) paragraph [0015] paragraph [0039] -----	44-61
X	US 2006/247558 A1 (YAMADA NORIHIRO [JP]) 2 November 2006 (2006-11-02) figures 2-4b -----	42,71,73
X	US 6 193 709 B1 (MIYAWAKI MAKOTO [JP] ET AL) 27 February 2001 (2001-02-27) figure 14 -----	36
X	EP 2 422 721 A2 (COVIDIEN AG [CH]) 29 February 2012 (2012-02-29) figures 81,82 paragraph [0361] -----	36
X	EP 1 256 323 A2 (ETHICON ENDO SURGERY [US]) 13 November 2002 (2002-11-13) figures 1-3 -----	71-73
X	WO 2012/128362 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]; TSUCHIYA TOMOYUKI [JP]; KAWAGUCHI Y) 27 September 2012 (2012-09-27) figure 8 -----	71,73
X	US 2009/030437 A1 (HOUSER KEVIN L [US] ET AL) 29 January 2009 (2009-01-29) figures 53-55 -----	30-35
A		71-73
A	US 4 545 374 A (JACOBSON ROBERT E [US]) 8 October 1985 (1985-10-08) figure 18 -----	71-73
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/070120

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 510 891 A1 (COVIDIEN AG [CH]) 17 October 2012 (2012-10-17) figures 65,66 -----	30
X	WO 2008/089174 A2 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]; VOEGELE AARON C [US]; PRICE DANIEL W [U] 24 July 2008 (2008-07-24) figure 2h -----	30,31, 33,34
X	US 2012/101495 A1 (YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB] ET AL) 26 April 2012 (2012-04-26) figure 8 -----	30
X	US 2009/143797 A1 (SMITH KEVIN W [US] ET AL) 4 June 2009 (2009-06-04) paragraph [0033] -----	30
X	US 2010/331742 A1 (MASUDA SHINYA [JP]) 30 December 2010 (2010-12-30) figures 40-44 paragraph [0132] - paragraph [0136] -----	67-70
A	US 2006/259054 A1 (MASUDA SHINYA [JP] ET AL) 16 November 2006 (2006-11-16) figures 21-22b paragraph [0101] - paragraph [0106] -----	67
A	EP 1 964 530 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 3 September 2008 (2008-09-03) figures 11-15 -----	67-70

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2013/070120

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2013/070120

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-16

ultrasonic instrument with a tissue accumulation impedance mechanism

2. claims: 17-29

ultrasonic surgical instrument with a tissue retention feature

3. claims: 30-35

ultrasonic surgical instrument with a rotation shroud and rotation stop mechanism

4. claim: 36

ultrasonic surgical instrument with a counter deflection element

5. claim: 37

ultrasonic surgical instrument with signal source having an electrosurgical signal and a sealing button

6. claims: 38-41

ultrasonic surgical instrument with a cam surface

7. claims: 42, 43

ultrasonic surgical instrument with a four bar linkage

8. claims: 44-61

ultrasonic surgical instrument with the end effector coated with a thermally and electrically insulative material

9. claims: 62-66

ultrasonic surgical instrument with a heat shield

10. claims: 67-70

International Application No. PCT/ US2013/ 070120

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

integrated Rf/ultrasound surgical instrument with a jack
connector and a slidable female mating plug

11. claims: 71-73

a rongeur device with a pivot

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/070120

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010063528	A1	11-03-2010	NONE	
US 6436114	B1	20-08-2002	DE 19806718 A1 EP 1056401 A1 US 6436114 B1 WO 9942040 A1	26-08-1999 06-12-2000 20-08-2002 26-08-1999
US 2001047182	A1	29-11-2001	NONE	
US 5935144	A	10-08-1999	DE 69931835 T2 EP 0948938 A1 ES 2265676 T3 JP 4141583 B2 JP H11318918 A US 5935144 A	14-06-2007 13-10-1999 16-02-2007 27-08-2008 24-11-1999 10-08-1999
WO 2011100321	A2	18-08-2011	AU 2011215909 A1 CA 2788685 A1 CN 102843982 A EP 2533712 A2 JP 2013519436 A US 2011196398 A1 WO 2011100321 A2	23-08-2012 18-08-2011 26-12-2012 19-12-2012 30-05-2013 11-08-2011 18-08-2011
US 2006079879	A1	13-04-2006	AU 2005295010 A1 BR P10518171 A CA 2582520 A1 CN 101035482 A EP 1802245 A2 JP 5009159 B2 JP 5296145 B2 JP 5341138 B2 JP 2008515562 A JP 2011189184 A JP 2011189185 A JP 2011189186 A US 2006079874 A1 US 2006079875 A1 US 2006079876 A1 US 2006079877 A1 US 2006079878 A1 US 2006079879 A1 US 2009223033 A1 US 2010222713 A1 US 2014243863 A1 WO 2006042210 A2	20-04-2006 04-11-2008 20-04-2006 12-09-2007 04-07-2007 22-08-2012 25-09-2013 13-11-2013 15-05-2008 29-09-2011 29-09-2011 29-09-2011 13-04-2006 13-04-2006 13-04-2006 13-04-2006 13-04-2006 10-09-2009 02-09-2010 28-08-2014 20-04-2006
US 2008234710	A1	25-09-2008	NONE	
US 6669690	B1	30-12-2003	US 6669690 B1 US 2005004589 A1 US 2010324458 A1 US 2011004127 A1	30-12-2003 06-01-2005 23-12-2010 06-01-2011
US 2009036914	A1	05-02-2009	AU 2008296694 A1 CA 2695249 A1 CN 101772325 A EP 2190361 A2	12-03-2009 12-03-2009 07-07-2010 02-06-2010

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/070120

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		JP 2010535087 A	18-11-2010
		US 2009036914 A1	05-02-2009
		WO 2009032438 A2	12-03-2009
WO 9816156	A1	23-04-1998	
		AU 4979397 A	11-05-1998
		US 5800448 A	01-09-1998
		WO 9816156 A1	23-04-1998
US 4808154	A	28-02-1989	NONE
EP 1927321	A1	04-06-2008	
		AT 551958 T	15-04-2012
		CN 101190138 A	04-06-2008
		EP 1927321 A1	04-06-2008
		JP 2008136845 A	19-06-2008
		US 2008132927 A1	05-06-2008
EP 2106758	A1	07-10-2009	
		AU 2009201133 A1	22-10-2009
		CA 2660098 A1	04-10-2009
		EP 2106758 A1	07-10-2009
		JP 2009247892 A	29-10-2009
		US 2009254100 A1	08-10-2009
US 2009216157	A1	27-08-2009	
		JP 5356442 B2	04-12-2013
		JP 2009195676 A	03-09-2009
		JP 2011139912 A	21-07-2011
		US 2009216157 A1	27-08-2009
		US 2012221030 A1	30-08-2012
US 2010057117	A1	04-03-2010	
		JP 5164877 B2	21-03-2013
		JP 2010051779 A	11-03-2010
		US 2010057117 A1	04-03-2010
US 2010312107	A1	09-12-2010	
		CN 102458287 A	16-05-2012
		EP 2438873 A1	11-04-2012
		JP 4855541 B2	18-01-2012
		US 2010312107 A1	09-12-2010
		WO 2010140461 A1	09-12-2010
WO 0064358	A2	02-11-2000	
		AU 4420100 A	10-11-2000
		GB 2350567 A	06-12-2000
		WO 0064358 A2	02-11-2000
US 2009254080	A1	08-10-2009	
		JP 5178559 B2	10-04-2013
		JP 2009247887 A	29-10-2009
		US 2009254080 A1	08-10-2009
US 2002156466	A1	24-10-2002	
		JP 2002306504 A	22-10-2002
		US 2002156466 A1	24-10-2002
US 2008125768	A1	29-05-2008	
		JP 4451459 B2	14-04-2010
		JP 2008036390 A	21-02-2008
		US 2008125768 A1	29-05-2008
US 2007043297	A1	22-02-2007	
		JP 4402629 B2	20-01-2010
		JP 2007050181 A	01-03-2007
		US 2007043297 A1	22-02-2007
WO 03082133	A1	09-10-2003	
		AU 2003214449 A1	13-10-2003

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/070120

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		GB 2387782 A	29-10-2003
		US 2005216045 A1	29-09-2005
		WO 03082133 A1	09-10-2003
WO 0238057	A1 16-05-2002	AT 279155 T	15-10-2004
		AU 4588602 A	21-05-2002
		BR 0114776 A	03-08-2004
		CA 2426028 A1	16-05-2002
		DE 60106470 D1	18-11-2004
		DE 60106470 T2	23-02-2006
		EP 1326545 A1	16-07-2003
		ES 2231574 T3	16-05-2005
		GB 2371492 A	31-07-2002
		JP 4156363 B2	24-09-2008
		JP 2004512896 A	30-04-2004
		PT 1326545 E	28-02-2005
		US 2004044356 A1	04-03-2004
		WO 0238057 A1	16-05-2002
WO 2012135721	A1 04-10-2012	EP 2691036 A1	05-02-2014
		US 2014012297 A1	09-01-2014
		WO 2012135721 A1	04-10-2012
WO 2008118709	A1 02-10-2008	AU 2008231090 A1	02-10-2008
		CA 2682229 A1	02-10-2008
		CN 101674780 A	17-03-2010
		EP 2131760 A1	16-12-2009
		JP 2010522034 A	01-07-2010
		WO 2008118709 A1	02-10-2008
US 6056735	A 02-05-2000	US 6056735 A	02-05-2000
		US 6340352 B1	22-01-2002
EP 2583633	A1 24-04-2013	AU 2012244073 A1	09-05-2013
		CA 2792816 A1	21-04-2013
		CN 103054625 A	24-04-2013
		EP 2583633 A1	24-04-2013
		JP 2013085963 A	13-05-2013
		US 2013103065 A1	25-04-2013
EP 1875875	A1 09-01-2008	CN 101099691 A	09-01-2008
		EP 1875875 A1	09-01-2008
		JP 4157574 B2	01-10-2008
		JP 2008011987 A	24-01-2008
		KR 20080005083 A	10-01-2008
		US 2008132887 A1	05-06-2008
US 2012203143	A1 09-08-2012	NONE	
US 2009270771	A1 29-10-2009	CN 101180002 A	14-05-2008
		JP 4398406 B2	13-01-2010
		JP 2006334094 A	14-12-2006
		US 2009270771 A1	29-10-2009
		WO 2006129465 A1	07-12-2006
US 2005222598	A1 06-10-2005	EP 1734876 A2	27-12-2006
		JP 2008504849 A	21-02-2008
		US 2005222598 A1	06-10-2005

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/070120

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		WO 2005099596 A2	27-10-2005
US 2006247558	A1	02-11-2006	EP 1738703 A1
			JP 4291202 B2
			JP 2005304685 A
			US 2006247558 A1
			WO 2005102197 A1
US 6193709	B1	27-02-2001	NONE
EP 2422721	A2	29-02-2012	EP 2422721 A2
			US 2012071796 A1
EP 1256323	A2	13-11-2002	AT 335436 T
			DE 60213704 T2
			EP 1256323 A2
			JP 4233803 B2
			JP 2002369825 A
			US 2002165577 A1
WO 2012128362	A1	27-09-2012	CN 103108600 A
			EP 2589347 A1
			JP 5165163 B2
			US 2013110155 A1
			WO 2012128362 A1
US 2009030437	A1	29-01-2009	AU 2008282532 A1
			CA 2694697 A1
			CN 101815461 A
			EP 2180819 A1
			JP 5372931 B2
			JP 2010534522 A
			US 2009030437 A1
			US 2011288452 A1
			WO 2009018067 A1
US 4545374	A	08-10-1985	NONE
EP 2510891	A1	17-10-2012	CA 2774751 A1
			EP 2510891 A1
			JP 2012223582 A
WO 2008089174	A2	24-07-2008	AU 2008206385 A1
			BR PI0806674 A2
			CA 2675770 A1
			CN 101600393 A
			EP 2111166 A2
			JP 5165696 B2
			JP 2010515558 A
			US 2008200940 A1
			US 2014222054 A1
			WO 2008089174 A2
US 2012101495	A1	26-04-2012	AU 2011317397 A1
			CN 103269649 A
			EP 2629685 A1
			US 2012101495 A1
			WO 2012052729 A1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/070120

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009143797	A1	04-06-2009	
		AU 2008334050 A1	11-06-2009
		CA 2707837 A1	11-06-2009
		EP 2229104 A1	22-09-2010
		EP 2433577 A2	28-03-2012
		EP 2433578 A2	28-03-2012
		JP 2011505226 A	24-02-2011
		JP 2012096045 A	24-05-2012
		JP 2012096046 A	24-05-2012
		US 2009143797 A1	04-06-2009
		US 2009143798 A1	04-06-2009
		US 2009143799 A1	04-06-2009
		US 2009143800 A1	04-06-2009
		US 2009143801 A1	04-06-2009
		US 2009143802 A1	04-06-2009
		US 2009143803 A1	04-06-2009
		US 2009143804 A1	04-06-2009
		US 2011251632 A1	13-10-2011
		WO 2009073608 A1	11-06-2009
US 2010331742	A1	30-12-2010	
		CN 102413787 A	11-04-2012
		EP 2446848 A1	02-05-2012
		JP 4758519 B2	31-08-2011
		US 2010331742 A1	30-12-2010
		US 2012010540 A1	12-01-2012
		WO 2010150618 A1	29-12-2010
US 2006259054	A1	16-11-2006	
		EP 1757242 A1	28-02-2007
		JP 4700715 B2	15-06-2011
		JP 4727575 B2	20-07-2011
		JP 2008246222 A	16-10-2008
		US 2006259054 A1	16-11-2006
		WO 2005122918 A1	29-12-2005
EP 1964530	A1	03-09-2008	
		CN 101254132 A	03-09-2008
		CN 201213840 Y	01-04-2009
		EP 1964530 A1	03-09-2008
		JP 2008212679 A	18-09-2008
		US 2008208108 A1	28-08-2008

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, 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, 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, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, UA, UG, US

(特許庁注：以下のものは登録商標)

１．テフロン

- (72)発明者 メサーリー・ジェフリー・ディー
アメリカ合衆国、４５２４４ オハイオ州、シンシナティ、ツリーリッジ・ドライブ ６７５７
- (72)発明者 モンロー・エミリー・エイチ
アメリカ合衆国、４５２１８ オハイオ州、シンシナティ、ブラッドナー・ブレイス １１
- (72)発明者 マルコット・エイミー・エル
アメリカ合衆国、４５０４０ オハイオ州、メーソン、ロスト・ウィロー・ドライブ ３８７７
- (72)発明者 ウィード・ジョン・エイ・ザ・サード
アメリカ合衆国、４５０５０ オハイオ州、モンロー、リッジ・ウッド・ドライブ ３５
- (72)発明者 ジー・ジェイコブ・エス
アメリカ合衆国、４５２４１ オハイオ州、シンシナティ、ロード・アルフレッド・コート ５０
６０
- (72)発明者 フェルダー・ケビン・ディ
アメリカ合衆国、４５２０８ オハイオ州、シンシナティ、ダウニング・ドライブ ２４６０
- (72)発明者 ワイゼンバーグ・ウィリアム・ビー・ザ・セカンド
アメリカ合衆国、４５０３９ オハイオ州、メインビル、エアリーメドウズ・ドライブ ９７４
- (72)発明者 ブライス・ダニエル・ダブリュ
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、ラブランド、オーバールック・ドライブ １８５
- (72)発明者 ウィリス・ジョン・ダブリュ
アメリカ合衆国、４５２４４ オハイオ州、シンシナティ、パレルモ・ロード ５０９８
- (72)発明者 スコギンズ・パトリック・ジェイ
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、ラブランド、ベントクリーク・ドライブ １００８８
- (72)発明者 ファラー・クレイグ・エヌ
アメリカ合衆国、４５１５０ - ２３６０ オハイオ州、ミルフォード、イー・デイ・サークル ５
９６０
- (72)発明者 レアード・ロバート・ジェイ
アメリカ合衆国、４５１５２ オハイオ州、モロー、グレー・フォックス・トレイル ３４０７
- (72)発明者 キート・ブライアン・イー
アメリカ合衆国、４８０５４ ミシガン州、チャイナ・タウンシップ、リンジー・ロード ６２６
３
- (72)発明者 シュルテ・ジョン・ビー
アメリカ合衆国、４５０６９ オハイオ州、ウエスト・チェスター、ティンバーウッド・ドライブ
６７６９
- (72)発明者 チャルネッキ・ヤレマ・エス
アメリカ合衆国、４５４５９ オハイオ州、センタービル、コールド・ウォーター・コート ７３
２４
- (72)発明者 ストーム・ソア・ジェイ
アメリカ合衆国、４５２４９ オハイオ州、シンシナティ、ビー・ハーバー・ポイント・ドライブ

8 7 4 7

F ターム(参考) 4C160 JJ13 JJ15 JJ46 KK03 KK06 KK15 KK38 KK39 KL02

专利名称(译)	超声波和电外科设备		
公开(公告)号	JP2016501072A	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2015542781	申请日	2013-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	メサーリー・ジェフリー・ディー モンロー・エミリー・エイチ マルコット・エイミー・エル ウィード・ジョン・エイザ・サード ジー・ジェイ・コブ・エス フェルダー・ケビン・ディ ワイゼンバーグ・ウィリアム・ビーザ・セカンド プライス・ダニエル・ダブリュ ウィリス・ジョン・ダブリュ スコギンズ・パトリック・ジェイ ファラー・クレイグ・エヌ レアード・ロバート・ジェイ キートン・ブライアン・イー シュルテ・ジョン・ビー チャルネッキ・ヤレマ・エス ストーム・ソア・ジェイ		
发明人	メサーリー・ジェフリー・ディー モンロー・エミリー・エイチ マルコット・エイミー・エル ウィード・ジョン・エイザ・サード ジー・ジェイ・コブ・エス フェルダー・ケビン・ディ ワイゼンバーグ・ウィリアム・ビーザ・セカンド プライス・ダニエル・ダブリュ ウィリス・ジョン・ダブリュ スコギンズ・パトリック・ジェイ ファラー・クレイグ・エヌ レアード・ロバート・ジェイ キートン・ブライアン・イー シュルテ・ジョン・ビー チャルネッキ・ヤレマ・エス ストーム・ソア・ジェイ		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/29 A61B17/320092 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2017/005 A61B2017/2927 A61B2017/2929 A61B2017/2936 A61B2017/2939 A61B2017/320074 A61B2017/320078 A61B2017/320084 A61B2017/320088 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00023 A61B2018/00083 A61B2018/00101 A61B2018/00107 A61B2018/00178 A61B2018/00916 A61B2018/00922 A61B2018/00958 A61B2018/00994 A61B2090/035 A61B2090/0436 A61B2090/0472 A61B2090/0813 A61B2217/005 F15D1/0015 Y10T137/2087		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.310		

F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ46 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK38 4C160/KK39 4C160/KL02
優先権	61/726890 2012-11-15 US 13/843295 2013-03-15 US
其他公开文献	JP6356139B2
外部链接	Espacenet

摘要(译)

公开了超声和电外科设备。 所公开的实施例允许诸如液体和组织的外科材料进入各种夹持元件，超声刀和位于远侧密封件的远侧的内管或外管之间的空间。 配置为防止的设备，超声设备的替代闭合机构，超声换能器旋转限制器以限制超声换能器的旋转，超声换能器旋转以使超声设备无限连续旋转 该系统包括一个集成的超声波仪器，该仪器电连接到超声波（RF）发生器以提供RF点凝结，以及带有涂层超声波/ RF刀片的超声波刀片。

(21) 出願番号	特願2015-542781 (P2015-542781)	(71) 出願人	595057890
(86) (22) 出願日	平成25年11月14日 (2013.11.14)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(85) 翻訳文提出日	平成27年7月2日 (2015.7.2)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/070120		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(87) 国際公開番号	W02014/078548		
(87) 国際公開日	平成26年5月22日 (2014.5.22)		
(31) 優先権主張番号	61/726,890		
(32) 優先日	平成24年11月15日 (2012.11.15)	(74) 代理人	100088605
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	13/843,295	(74) 代理人	100130384
(32) 優先日	平成25年3月15日 (2013.3.15)		弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
最終頁に続く			