

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6542253号
(P6542253)

(45) 発行日 令和1年7月10日(2019.7.10)

(24) 登録日 令和1年6月21日(2019.6.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 5 1 0

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 18/12

請求項の数 18 (全 45 頁)

(21) 出願番号 特願2016-558582 (P2016-558582)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月11日 (2015.3.11)
 (65) 公表番号 特表2017-515526 (P2017-515526A)
 (43) 公表日 平成29年6月15日 (2017.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/019891
 (87) 国際公開番号 W02015/148121
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015.10.1)
 審査請求日 平成30年3月9日 (2018.3.9)
 (31) 優先権主張番号 14/222, 943
 (32) 優先日 平成26年3月24日 (2014.3.24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 517076008
 エシコン エルエルシー
 Ethicon LLC
 アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
 邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ
 ライレス・インダストリアル・パーク、ス
 トリート・シー ナンバー475、スイ
 ト 401
 #475 Street C, Suite
 401, Los Frailes
 Industrial Park, Gu
 aynabo, Puerto Rico
 00969, United Stat
 es of America

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波鉗子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) ハウジングと、
 (b) 前記ハウジングによって支持される音響アセンブリであって、
 (i) 超音波振動を生じさせるように構成されたトランスデューサ、
 (ii) 前記トランスデューサから延び、前記トランスデューサに音響的に結合され
 ている、導波管、及び
 (iii) 前記導波管の遠位端から延びる超音波ブレード、を備える、音響アセンブリと、
 (c) 把持機構を備え、前記ハウジングに対して固定され、前記導波管に対して移動す
 るように構成された第1の枝部であって、前記第1の枝部の遠位端は、前記導波管に対す
 る前記第1の枝部の動きに応じて前記超音波ブレードに向かって移動するように構成され
 ており、前記トランスデューサは、前記把持機構よりも近位に位置付けられている、第1
 の枝部と、
 (d) 第2の枝部であって、前記第2の枝部が、前記ハウジングに対して固定され、前
 記第2の枝部が、前記ハウジングから遠位に延びており、前記第2の枝部が、遠位端を備
 え、前記遠位端が、前記導波管を受容するように構成されている、第2の枝部と、を備え
 る、手術器具。

【請求項 2】

前記導波管が、少なくとも1つの屈曲部分を有する、請求項1に記載の手術器具。

10

20

【請求項 3】

前記音響アセンブリが導波管シースを更に備え、前記導波管が、前記導波管シースに滑り込むように構成されており、前記導波管シースは、前記導波管の前記少なくとも 1 つの屈曲部分を収容するように構成されている、請求項 2 に記載の手術器具。

【請求項 4】

前記第 1 の枝部の前記遠位端が円筒形のシースを備え、前記シースが前記第 1 の枝部の前記遠位端の周りで伸縮するように構成されている、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 5】

前記ハウジングが枝部受容チャンネルを備え、前記枝部受容チャンネルが前記第 1 の枝部の近位端を受容するように構成されている、請求項 1 に記載の手術器具。

10

【請求項 6】

前記枝部受容チャンネルが弾性的に付勢される係止部材を備え、前記弾性的に付勢される係止部材が、前記第 1 の枝部を前記ハウジングの前記枝部受容チャンネル内に選択的に固定するように構成されている、請求項 5 に記載の手術器具。

【請求項 7】

前記トランスデューサが、超音波振動を前記導波管に向けて方向付けるように構成されたホーンを備える、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 8】

前記トランスデューサの前記ホーンがフランジ部分を備え、前記ハウジングが前記フランジ部分を固定するように構成されている、請求項 7 に記載の手術器具。

20

【請求項 9】

前記ホーンの前記フランジ部分が複数の平坦部を備え、前記ハウジングが、前記フランジ部分の前記複数の平坦部に対応する複数の平坦部を備えている、請求項 8 に記載の手術器具。

【請求項 10】

前記ホーンの前記フランジ部分が、前記トランスデューサにより発生する超音波振動の波長の約 3 % ~ 約 8 % である長手方向厚さを有する、請求項 9 に記載の手術器具。

【請求項 11】

高周波コネクタを更に備え、前記高周波コネクタが前記第 1 の枝部と連通しており、前記高周波コネクタが、高周波エネルギーを前記第 1 の枝部に伝達するように構成されている、請求項 1 に記載の手術器具。

30

【請求項 12】

前記高周波コネクタ及び前記第 1 の枝部が、前記ハウジングからユニットとして一緒に取り外し可能であるように、前記高周波コネクタが前記第 1 の枝部と一体である、請求項 11 に記載の手術器具。

【請求項 13】

前記第 1 の枝部が長手方向軸線を画定し、前記第 1 の枝部が第 1 の部分と第 2 の部分とを更に有し、前記第 2 の部分が、前記長手方向軸線を中心に前記第 1 の部分に対して回転可能である、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 14】

40

前記超音波ブレードが長手方向軸線を画定し、前記第 1 の枝部が、前記超音波ブレードの前記長手方向軸線の周りで軌道を描く、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 15】

(a) 第 1 の枝部受容チャンネルとトランスデューサ受容部分とを有するハウジングと、
(b) トランスデューサであって、
 (i) 超音波振動を生じさせるように動作可能な少なくとも 1 つの圧電素子と、
 (i i) 前記ハウジングの前記トランスデューサ受容部分にしっかり固定されるフランジ部分と、を含む、トランスデューサと、
(c) 近位端と遠位端とを有し、超音波振動を前記近位端から前記遠位端まで伝達するように構成され、前記トランスデューサと連通している、導波管と、

50

(d) 前記導波管の遠位端と連通し、前記圧電素子から前記導波管を通して伝達される超音波振動に応じて振動するように構成されている、超音波ブレードと、

(e) 第1の枝部であって、前記第1の枝部の一部は、前記ハウジングの前記枝部受容チャンネルに固定され、前記第1の枝部は前記ハウジングから遠位に延び、前記第1の枝部は、前記超音波ブレードに向かって前記ハウジングに対して移動するように構成されている、第1の枝部と、

(f) 第2の枝部であって、前記第2の枝部が、前記ハウジングに対して固定され、前記第2の枝部が、前記ハウジングから遠位に延びており、前記第2の枝部が、遠位端を備え、前記遠位端が、前記導波管を受容するように構成されている、第2の枝部と、を備える、手術器具。

10

【請求項16】

前記フランジ部分が複数の平坦部を備え、前記ハウジングの前記トランスデューサ受容部分が、前記トランスデューサの回転運動を制限するために、前記平坦部と接触するように構成されている、請求項15に記載の手術器具。

【請求項17】

前記導波管が第1の屈曲部と第2の屈曲部とを備え、前記第1の屈曲部が前記導波管の波腹領域に位置付けられ、前記第2の屈曲部が前記導波管の別の波腹領域に位置付けられている、請求項15に記載の手術器具。

【請求項18】

前記第1の枝部が前記音響アセンブリの長手方向軸線の周りで選択的に軌道運動するように構成されるように、前記第1の枝部が前記音響アセンブリに対して回転可能に固定されている、請求項1に記載の手術器具。

20

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

鉗などの様々な手術器具は、組織を（例えば、組織細胞内のタンパク質を変性させることにより）切断及び／又は封止するために超音波周波数で振動する超音波要素の使用を取り入れている。こうした手術器具は、電力を超音波振動に変換する圧電素子を含んでおり、振動は音波導波管に沿ってブレード要素に伝達される。切断及び凝固の精度は、外科医の技術、並びに電力レベル、ブレードエッジ、組織引張、及びブレード圧力を調節することによって制御され得る。様々な鉗子器具は、組織を切断及び／又は封止するために、高周波（RF）エネルギーの使用を取り入れている。そのような鉗子は、繊細又は正確な外科技術が求められる外科手術において使用され得る。具体的には、鉗子器具の2つの枝部（tine）を使用して組織を正確に把持することができる。次に、RFエネルギー（例えば、高周波帯域内の周波数で印加される電流）が、単一枝部（単極）又は両方の枝部（双極）に印加されて、組織を切断及び／又は封止する。超音波振動する機構を組み込んだ鉗子器具の例は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2009年2月5日に公開された米国出願公開第2009/0036912号、発明の名称「超音波手術器具（Ultrasonic Surgical Instruments）」に開示されている。

30

【0002】

超音波手術器具の他の例としては、HARMONIC ACE（登録商標）超音波メス（Ultrasonic Shears）、HARMONIC WAVE（登録商標）超音波メス、HARMONIC FOCUS（登録商標）超音波メス、及びHARMONIC SYNERGY（登録商標）超音波ブレードが挙げられ、これらはいずれもEthicon Endo-Surgery, Inc.（Cincinnati, Ohio）製である。かかる装置及び関連する概念の更なる例は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、1994年6月21日発行の米国特許第5,322,055号、発明の名称「超音波手術器具用クランプ凝固／切断システム（Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments）」、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、1999年2月23日発行の米国特許第5,873,873号、発明の名称「

40

50

改善されたクラブ機構を有する超音波クランプ凝固装置 (Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism)」、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、1997年10月10日出願の「改善されたクランプアームのピボット取り付けを有する超音波クランプ凝固装置 (Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount)」と題する同第5,980,510号、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2001年12月4日発行の「超音波外科器具と共に使用するための機能的な平衡用非対称部分を有するブレード (Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments)」と題する同第6,325,811号、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2004年8月10日発行の「超音波外科器具と共に使用するための機能的な平衡用非対称部分を有するブレード (Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments)」と題する同第6,773,444号、及び、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2004年8月31日発行の「超音波焼灼及び切断器具を持つロボット手術ツール (Robotic Surgical Tool with Ultrasound Coagulating and Cutting Instrument)」と題する同第6,783,524号に開示されている。

10

【0003】

超音波手術器具の更なる例は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2006年4月13日に公開された米国出願公開第2006/0079874号、発明の名称「超音波手術器具と共に使用するための組織パッド (Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2007年4月16日に公開された米国出願公開第2007/0191713号、発明の名称「切断及び凝固用の超音波装置 (Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2007年12月6日に公開された米国出願公開第2007/0282333号、発明の名称「超音波導波管及びブレード (Ultrasonic Waveguide and Blade)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2008年8月21日に公開された米国出願公開第2008/0200940号、発明の名称「切断及び凝固用の超音波装置 (Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2009年8月23日に公開された米国出願公開第2009/0105750号、発明の名称「人間工学に基づいた手術器具 (Ergonomic Surgical Instruments)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2010年3月18日に公開された米国出願公開第2010/0069940号、発明の名称「指先制御用超音波装置 (Ultrasonic Device for Fingertip Control)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2011年1月20日に公開された米国出願公開第2011/0015660号、発明の名称「超音波手術器具用の回転トランスデューサ取付け (Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments)」；及び、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2012年2月2日に公開された米国出願公開第2012/0029546号、発明の名称「超音波外科用器具ブレード (Ultrasonic Surgical Instrument Blades)」、に開示されている。

20

30

40

【0004】

一部の超音波手術器具は、以下の特許文献に開示されているもののようなコードレストランスデューサを含む場合がある：その内容が参照により本明細書に組み込まれる、2012年5月10日に公開された米国特許公開第2012/0112687号、発明の名称「医療機器の再充電システム (Recharge System for Medical Devices)」；その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2012年3月10日に公開された米国出願公開第2012/0116265号、発明の名称「充電デバイスを備える手術器具 (Surgical Instrument with Charging Devices)」；及び/又は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2010年11月5日に公開された米国特許出願第61/410,603号、発明の名称「エネルギーベースの手術機器 (Energy-Based Surgical Instru

50

ments) 』。

【 0 0 0 5 】

R F 鉗子の更なる例は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2005年3月1日発行の米国特許第6,860,882号、発明の名称「電気外科用両極性鉗子(Electro-Surgical Bipolar Forceps)」に開示されている。

【 0 0 0 6 】

いくつかの手術器具及びシステムが作製され利用されてきたが、本発明者らよりも以前に、添付の特許請求の範囲に記載する本発明を作製又は使用したものは存在しないと考えられる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 0 7 】

本明細書は本技術を具体的に指摘しかつ明確にその権利を請求する特許請求の範囲によって完結するが、本技術は、以下の特定の例の説明を添付図面と併せ読むことでより良く理解されるものと考えられ、図面では同様の参照符号は同じ要素を特定する。

【 図 1 】 例示的な超音波鉗子の斜視図を示す。

【 図 2 】 図 1 の超音波鉗子の部分分解図を示す。

【 図 3 A 】 図 1 の超音波鉗子の平面図を示す。

【 図 3 B 】 枝部が押し下げられている状態の、図 1 の超音波鉗子の平面図を示す。

【 図 4 】 図 1 の超音波鉗子の側面図を示す。

【 図 5 】 枝部が除去された状態の、図 1 の超音波鉗子の側面図を示す。

20

【 図 6 】 音響アセンブリが除去された状態の、図 1 の超音波鉗子のハウジングの詳細斜視図を示す。

【 図 7 】 図 6 のハウジングの端面図を示す。

【 図 8 】 図 6 のハウジングの断面図を示し、断面は図 6 における線 8 - 8 に沿っている。

【 図 9 】 枝部が除去された状態の、図 6 のハウジングの斜視図を示す。

【 図 1 0 】 図 1 の超音波鉗子の超音波トランスデューサの斜視図を示す。

【 図 1 1 】 図 1 0 の超音波トランスデューサの分解図を示す。

【 図 1 2 】 図 6 のハウジングに挿入された図 1 0 の超音波トランスデューサの断面図を示し、断面は図 1 0 における線 1 2 - 1 2 に沿っている。

【 図 1 3 】 図 1 の超音波鉗子の導波管アセンブリの斜視図を示す。

30

【 図 1 4 】 図 1 3 の導波管アセンブリの部分分解図を示す。

【 図 1 5 】 図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替枝部の斜視図を示す。

【 図 1 6 A 】 図 1 5 の枝部の断面図を示し、断面は図 1 5 における線 1 6 - 1 6 に沿っている。

【 図 1 6 B 】 図 1 5 の枝部の断面図を示し、断面は図 1 5 における線 1 6 - 1 6 に沿っている。

【 図 1 6 C 】 図 1 5 の枝部の断面図を示し、断面は図 1 5 における線 1 6 - 1 6 に沿っている。

【 図 1 7 】 図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替ハウジングの斜視図を示す。

40

【 図 1 8 】 図 1 7 のハウジングの断面図を示し、断面は図 1 7 における線 1 8 - 1 8 に沿っている。

【 図 1 9 】 取り外し可能な枝部がハウジングに挿入された状態の、図 1 7 のハウジングの斜視図を示す。

【 図 2 0 】 図 1 9 のハウジング及び枝部の部分分解図を示す。

【 図 2 1 】 図 1 9 のハウジングの断面図を示し、断面は図 1 9 における線 2 1 - 2 1 に沿っている。

【 図 2 2 】 図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替パッド構成の斜視図を示す。

【 図 2 3 】 図 2 2 のパッド構成の分解図を示す。

50

【図 2 4】図 2 2 のパッド構成の断面図を示し、断面は図 2 2 の線 2 4 - 2 4 に沿っている。

【図 2 5】図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替パッド構成の斜視図を示す。

【図 2 6】図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替枝部の斜視図を示す。

【図 2 7】能動的枝部と接触している、図 2 6 の枝部の斜視図を示す。

【図 2 8】スロット付きシースを有する、図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替導波管アセンブリの斜視図を示す。

【図 2 9】クラムシェルシースを有する、図 1 の超音波鉗子に組み込むことが可能な例示的な代替導波管アセンブリの斜視図を示す。

10

【図 3 0】図 2 9 のクラムシェルシースの斜視図を示す。

【図 3 1】例示的な代替超音波鉗子の斜視図を示す。

【図 3 2】図 3 1 の超音波鉗子の側面図を示す。

【図 3 3】図 3 1 の超音波鉗子の平面図を示す。

【図 3 4】枝部が押し下げられた状態の、図 3 1 の超音波鉗子の側面図を示す。

【図 3 5】例示的な代替超音波鉗子の斜視図を示す。

【図 3 6】図 3 5 の超音波鉗子の側面図を示す。

【図 3 7】図 3 5 の超音波鉗子の平面図を示す。

【図 3 8】例示的な代替超音波鉗子の側面図を示す。

【図 3 9】図 3 8 の超音波鉗子の平面図を示す。

20

【図 4 0】例示的な代替超音波鉗子の側面図を示す。

【図 4 1】図 4 0 の超音波鉗子の平面図を示す。

【図 4 2】2 つの屈曲した導波管を有する例示的な代替超音波鉗子の斜視図を示す。

【図 4 3】図 4 2 の超音波鉗子の平面図を示す。

【図 4 4】図 4 2 の超音波鉗子の側面図を示す。

【図 4 5】枝部が除去された状態の、図 4 2 の超音波鉗子の側面図を示す。

【図 4 6】カラーに取り付けられた受動的枝部を有する例示的な代替超音波鉗子の斜視図を示す。

【図 4 7】例示的な代替超音波鉗子の斜視図を示す。

【図 4 8 A】対称な把持部を有する例示的な代替超音波鉗子の側面図を示す。

30

【図 4 8 B】図 4 8 A の超音波鉗子の部分分解図を示す。

【図 4 9】回転可能な受動的枝部を含む枝部の例示的な代替セットの斜視図を示す。

【図 5 0 A】受動的枝部の幅広側が能動的枝部に向かって回転している状態の、図 4 9 の枝部の端面図を示す。

【図 5 0 B】枝部が押し下げられた状態の、図 5 0 A の枝部の端面図を示す。

【図 5 0 C】受動的枝部の切断側が能動的枝部に向かって回転している状態の、図 4 9 の枝部の端面図を示す。

【図 5 0 D】枝部が押し下げられた状態の、図 5 0 C の枝部の端面図を示す。

【図 5 1】円筒形状を有する、図 1 の超音波鉗子の例示的な代替パッドの斜視図を示す。

【図 5 2】六角形状を有する、図 1 の超音波鉗子の例示的な代替パッドの斜視図を示す。

40

【図 5 3】三角形形状を有する、図 1 の超音波鉗子の例示的な代替パッドの斜視図を示す。

【図 5 4】複数の把持部材を有する、図 1 の超音波鉗子の例示的な代替パッドの斜視図を示す。

【図 5 5】回転式の能動的枝部を有する例示的な代替枝部の斜視図を示す。

【0 0 0 8】

各図面は、いかなる意味においても限定を意図するものではなく、図に必ずしも示していないものを含め、本技術の異なる実施形態を様々な他の方法で実施し得ることが考えられる。本明細書に組み込まれ、本明細書の一部をなす添付の図面は、本技術のいくつかの態様を示しており、その説明と共に本技術の原理を説明するのに役立つものであるが、本技術は図示される厳密な配置に限定されないことは理解される。

50

【発明を実施するための形態】

【0009】

下記の本技術の特定例の記述は、本発明の範囲を制限するために使用するべきではない。本技術のその他の例、特徴、態様、実施形態及び利点は、例として、本技術を実施するために想到される最良の形態の1つである以下の説明から、当業者には明らかとなるであろう。理解されるように、本明細書で説明される本技術は、全て本技術から逸脱することなく、その他種々の明白な態様が可能である。したがって、図面及び説明文は、制限的なものではなく、例示的な性質のものと見なすべきである。

【0010】

本明細書に述べられる教示、表現、実施形態、実施例などの任意の1つ又は複数のものを、本明細書に述べられる他の教示、表現、実施形態、実施例などの任意の1つ又は複数のものと組み合わせることができる点も更に理解されたい。したがって、以下に述べられる教示、表現、実施形態、実施例などは、互いに対して分離して考慮されるべきではない。本明細書の教示に照らして、本明細書の教示を組み合わせることができる様々な適当な方法が、当業者には明らかとなろう。かかる改変例及び変形形態は、特許請求の範囲内に含まれるものとする。

【0011】

本開示の明瞭さのために、「近位」及び「遠位」という用語は、手術器具の人間又は、ロボットの操作者に対して本明細書で定義する。「近位」という用語は、手術器具の人間又はロボットの操作者により近く、かつ、手術器具の外科手術用エンドエフェクタから更に離れた要素の位置を指す。「遠位」という用語は、手術器具の外科手術用エンドエフェクタにより近く、かつ、手術器具の人間又はロボットの操作者から更に離れた要素の位置を指す。

【0012】

I. 例示的な超音波鉗子

図1～図14は、例示的な超音波鉗子(10)を示す。鉗子(10)の少なくとも一部は、以下の参考文献の教示のうちの少なくとも一部分に従って構築され、動作可能であり得る：米国特許第5,322,055号、米国特許第5,873,873号、米国特許第5,980,510号、米国特許第6,325,811号、米国特許第6,773,444号、米国特許第6,783,524号、米国出願公開第2006/0079874号、米国出願公開第2007/0191713号、米国出願公開第2007/0282333号、米国出願公開第2008/0200940号、米国出願公開第2009/0105750号、米国出願公開第2010/0069940号、米国出願公開第2011/0015660号、米国出願公開第2012/0112687号、米国出願公開第2012/0116265号、米国特許出願第13/538,588号、米国特許出願第13/657,553号、米国特許出願第61/410,603号、及び/又は米国特許出願第14/028,717号。前述の特許、公開、及び出願のそれぞれの開示内容は、参照により本明細書に組み込まれる。その中に記載され、以下により詳細に記載されるように、鉗子(10)は、実質的に同時に、組織(例えば、血管など)を切断し、組織を封止又は溶接するように動作可能である。また、鉗子(10)がHARMONIC ACE(登録商標)超音波メス(Ultrasonic Shears)、HARMONIC WAVE(登録商標)超音波メス、HARMONIC FOCUS(登録商標)超音波メス、及び/又はHARMONIC SYNERGY(登録商標)超音波ブレードなどの様々な構造的及び機能的類似点を有し得ることを理解されたい。更に、鉗子(10)は、本明細書で引用され参照されることによって本明細書に組み込まれる他の参照文献のいずれかに教示される装置と、様々な構造的及び機能的類似点を有することがある。

【0013】

本明細書に引用される参照の教示と、HARMONIC ACE(登録商標)超音波メス、HARMONIC WAVE(登録商標)超音波メス、HARMONIC FOCUS(登録商標)超音波メス、及び/又はHARMONIC SYNERGY(登録商標)

超音波ブレードの教示と、鉗子（１０）に関する以下の教示との間に何らかの重複が存在する範囲で、本明細書の任意の記述を、認められた従来技術と見なす意図はない。本明細書のいくつかの教示は、事実、本明細書に引用した参照及びHARMONIC ACE（登録商標）超音波メス、HARMONIC WAVE（登録商標）超音波メス、HARMONIC FOCUS（登録商標）超音波メス、及び／又はHARMONIC SYNERGY（登録商標）超音波ブレードの教示の範囲を超えるであろう。

【００１４】

図１は、高精度の外科手術（例えば、神経外科、脊髄手術、形成外科等）で使用されるように構成された鉗子（１０）の斜視図を示す。鉗子（１０）は、ハウジング（２０）と、一对の枝部（４２、４６）と、音響アセンブリ（６０）と、ケーブル（６２）とを備える。図２で最も良く分かるように、ハウジング（２０）は、枝部（４２、４６）及び音響アセンブリ（６０）を鉗子（１０）に接続する。本実施例では、枝部（４２、４６）は、受動的枝部（４２）と能動的枝部（４６）とを備える。用語「能動的」及び「受動的」は、以下により詳細に記載されるように、ある種の形態のエネルギーを組織に供給するように構成されているか否かに基づいて枝部（４２、４６）を区別することを意味する。受動的枝部（４２）は、ハウジングから遠位に延び、近位端から遠位端まで延びるにつれてわずかに湾曲している。受動的枝部（４２）の遠位端は、足部（４４）を備えて構成されている。以下により詳細に記載されるように、足部（４４）は、音響アセンブリ（６０）の導波管アセンブリ（６４）の末端部と協働するように構成された幾何形状を有する。加えて、足部（４４）は、以下により詳細に記載されるように、ＰＴＦＥ／テフロン製の組織接触パッドを備えていてもよい。いくつかの変形形態では、ＰＴＦＥ／テフロン製の組織接触パッドは、嵌合する鳩尾型構成によって足部（４４）と接合される。別に単に例示的な実施例として、ＰＴＦＥ／テフロン製の組織接触パッドは、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、米国公開特許第２００６／００７９８７４号の教示の少なくとも一部に従って構成されていてもよく、及び／又は足部（４４）と接合されてもよい。組織接触パッドを構成する及び／又は足部（４４）と接合することができる他の好適なやり方は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。本明細書において開示される他の受動的枝部のいずれもが、組織接触パッドを備えることができることも理解されたい。

【００１５】

能動的枝部（４６）も同様に、ハウジング（２０）から遠位に延び、受動的枝部（４２）の湾曲に対応する湾曲を有している。受動的枝部（４２）とは異なり、能動的枝部（４６）は、導波管受容端部（４８）を備えて構成されている。導波管受容端部（４８）は、以下により詳細に記載されるように、音響アセンブリ（６０）の導波管アセンブリ（６４）の一部を受容するように構成されている。各枝部（４２、４６）は、それらの各近位端に、各枝部（４２、４６）をハウジング（２０）に取り付けるように構成された取付部材（５０）を有する。能動的及び受動的枝部（４２、４６）は、ねじ、機械的締結具、接着剤等のような任意の好適な手段によってハウジング（２０）に取り付けることができる。他の実施例では、取り付け方法は完全に省略されてもよく、各枝部（４２、４６）はハウジング（２０）と一体構造であってもよい。

【００１６】

各枝部（４２、４６）は、ユーザーのための人間工学的把持部を提供するために、湾曲を有して構成されてもよい。他の実施例では、各枝部（４２、４６）の湾曲は、より大きくても、より小さくても、又は全て省略されてもよいことを理解されたい。各枝部（４２、４６）はまた、各枝部（４２、４６）の表面の複数の横溝からなるつかみ部（５２）を有して示されている。つかみ部（５２）も同様に、ユーザーのための人間工学的把持部の目的で提供されてもよい。当然ながら、つかみ部（５２）は、任意の好適な構造を有してもよく、又は完全に省略されてもよい。更に図示されるように、この実施例では、ハウジング（２０）はつかみ部（５２）に近接して位置設定されている。ハウジング（２０）のこの位置決めは、手術者の手の中で鉗子（１０）の望ましいバランスをもたらすことがで

きる。ハウジング（２０）のこの位置決めはまた、ケーブル（６２）を手術者の手から離れるように引き回すのを容易にすることができ、鉗子（１０）の人間工学的特性を更に高める。

【００１７】

図２に示すように、音響アセンブリ（６０）は、トランスデューサ（８０）と、導波管アセンブリ（６４）と、超音波ブレード（６６）と、トランスデューサハウジング部材（６８）とを備える。音響アセンブリ（６０）は、その近位端でケーブル（６２）に接続する。ケーブル（６２）は、音響アセンブリ（６０）を発電機（図示せず）に結合する。発電機は、以下により詳細に記載されるように、トランスデューサ（８０）によって超音波振動を発生させるのに特に適している電力プロファイルを、音響アセンブリ（６０）に提供するように構成されてもよい。

10

【００１８】

音響アセンブリ（６０）は、ハウジング（２０）によって、枝部（４２、４６）に対して適所に固定される。加えて、ハウジング（２０）はトランスデューサ（８０）の一部を収容し、ハウジング（２０）に対するトランスデューサ（８０）の回転運動及び長さ方向移動を防止する。導波管アセンブリ（６０）は、トランスデューサ（８０）から遠位に延在している。超音波ブレード（６６）は、導波管アセンブリ（６０）から遠位に突出している。以下により詳細に記載されるように、超音波ブレード（６６）は、トランスデューサ（８０）から導波管アセンブリ（６４）を通して超音波ブレード（６６）まで伝達される超音波エネルギーによって、組織を切開又は封止するように動作可能である。トランスデューサハウジング部材（６８）は、ケーブル（６２）と音響アセンブリ（６０）との間の接合部、及びトランスデューサ（８０）と導波管アセンブリ（６４）との間の接合部を収容するように構成されている。

20

【００１９】

図３Ａ～図３Ｂは、音響アセンブリ（６０）と枝部（４２、４６）との間の関係を示している。具体的には、受動的及び能動的枝部（４２、４６）の湾曲は、ユーザーのための人間工学的把持部を提供することができ、一方、音響アセンブリ（６０）は、第１の寸法を通る比較的真っ直ぐな中心軸線に沿って延在する。図から分かるように、能動的枝部（４６）は受動的枝部（４２）と接触しない。代わりに、導波管アセンブリ（６４）が、能動的枝部（４６）の導波管受容端部（４８）から、受動的枝部（４２）の長さに対応する地点まで延びている。受動的枝部（４２）は、図３Ａから分かるように、超音波ブレード（６６）からオフセットされた位置まで弾性的に付勢される。図３Ｂから分かるように、ユーザーは受動的枝部（４２）を、超音波ブレード（６６）とごく近接するように、又は超音波ブレード（６６）と偶発的に接触するように、変形させることができる。したがって、受動的枝部（４２）、能動的枝部（４６）、及び音響アセンブリ（６０）を併せて使用して、患者の組織を、受動的枝部（４２）と音響アセンブリ（６０）の超音波ブレード（６６）との間に把持することができる。

30

【００２０】

図４及び図５は、音響アセンブリ（６０）と枝部（４２、４６）との関係を更に図示する。鉗子（１０）の側面図を示している。図から分かるように、音響アセンブリ（６０）の導波管アセンブリ（６４）は、ハウジング（２０）に対して遠位に延びるにつれて、第２の寸法に沿って屈曲部を有している。導波管アセンブリ（６４）の屈曲部は、枝部（４２、４６）の屈曲部に対応する。そのような構成は、鉗子（１０）による視界の妨害を限定的にしながら、ユーザーに人間工学的把持部を提供するのに好適であり得る。比較的緩やかな屈曲部が導波管アセンブリ（６４）に示されているが、他の実施例では、屈曲部の緩やかさの程度はより大きくてもより小さくてもよく、又は全て省略されてもよいことを理解されたい。更に他の実施例では、導波管アセンブリ（６４）の１つを超える屈曲部が、鉗子（１０）に組み込まれてもよい。屈曲の角度又は屈曲部の数が異なる構成を有する他の実施例は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

40

【００２１】

50

A．例示的なC-Cクランプハウジング

図6は、音響アセンブリ(60)が除去された状態のハウジング(20)の詳細斜視図を示す。ハウジング(20)は、音響アセンブリ受容穴(22)と、2つの締付部分(24)とを含む。図7から分かるように、音響アセンブリ受容穴(22)は、音響アセンブリ(60)のトランスデューサ(80)に対応する円形状を有している。音響アセンブリ受容穴(22)の内側は、トランスデューサ(80)を音響アセンブリ受容穴(22)の中にしっかりと固定するのに好適な任意の幾何形状を有して構成され得る。例えば、音響アセンブリ受容穴(22)は、トランスデューサ(80)の外面の幾何形状に対応する一連の溝、凹部等を備えていてもよい。トランスデューサ(80)のそのような外面の幾何形状については、以下でより詳細に記載する。

10

【0022】

各締付部分(24)は、各枝部(42、46)の取付部材(50)を受容するように構成された溝(26)を有する。溝(26)は、概ね、各枝部(42、46)の取付部材(50)に対応している。各溝(26)は2つの側壁(27)を画定する。側壁(27)は、音響アセンブリ(60)に対する枝部(42、46)の適切なアラインメントを確実にする。上述したように、枝部(42、46)は、ねじ締結手段によってハウジング(20)に当着するように構成される。他の実施例では、枝部(42、46)をハウジング(20)に締結する異なる手段を用いてもよい。そのような異なる締結手段は、異なる取付部材(50)幾何形状を必要とし、溝(26)のサイズ、形状、又は構成が異なってくることを理解されたい。取付部材(50)及び溝(26)の異なる構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

20

【0023】

図8は、ハウジング(20)を断面で示している。締付部分(24)は間隙(25)を画定し、この間隙(25)は、締付部分(24)が外向きに変形してトランスデューサ(80)を穴(22)に受容した後、トランスデューサ(80)を締め付けるために締付部分(24)が内向きに反転することができるようにする。本実施例では、トランスデューサ(80)に対する締付力を維持し、それによって、ハウジング(20)をトランスデューサ(80)に固定するために、一方の締付部分(24)がねじ(28)で他方に取付けられる。図から分かるように、一方の締付部分(24)には、ねじ(28)がこの部分を係合することができるようにねじ山が設けられてもよい。同様に、もう一方の締付部分(24)は、溝(26)の下方でねじ(28)をきつく締めるのを可能にする対向穴(29)を有してもよい。対向穴(29)はどちらの締付部分(24)にあってもよいが、以下に記載するアラインメント手順では、能動的枝部(46)を受容する締付部分(24)に対向穴(29)を位置決めすることが必要となり得る。ねじ(28)は、各締付部分(24)が他方とより近くなるように、すなわち、締付部分(24)の間の間隙(25)を閉じるように、きつく締められることができる。締付部分(24)を互いに対して近くに引き寄せることによって、音響アセンブリ受容穴(22)のサイズを適宜低減させることが可能となる。すなわち、音響アセンブリ(60)の軸方向移動及び回転運動を防止するために、音響アセンブリ(60)をハウジング(20)内に締め付けることが可能となる。音響アセンブリ受容穴(22)は、音響アセンブリ(60)をハウジング(20)に対して更に固定するために、平らな環状の肩状部、及び/又は同様のものを有してもよい。締付部分が互いから離れる方向に移動するのを可能にするようにねじ(28)を緩めて、間隙(25)を拡大させることもできる。間隙(25)は、音響アセンブリ(60)を軸方向経路に沿って音響アセンブリ受容穴(22)に挿入することができる地点まで、音響アセンブリ受容穴(22)が拡張するのを可能にする。図9から分かるように、音響アセンブリ(60)がハウジング(20)内部で十分にきつく締められると、ねじ(28)は溝(26)の表面より下方で静止するので、枝部(42、46)の取り付けが可能となる。

30

40

【0024】

音響アセンブリ受容穴(22)はまた、トランスデューサ(80)をハウジング内に封止するためのガスケット、封止機構等を含んでもよい。封止機構又はガスケットは、トラ

50

ンスデューサ(80)を封止し、かつ種々の好適な滅菌プロセス(例えば、蒸気、低温過酸化水素プラズマ、エチレンオキシド等)を可能にする、任意の好適な材料からなってもよい。当然ながら、音響アセンブリ(60)をハウジング(20)内に締め付けるための他の変形例は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0025】

ハウジング(20)内に枝部(42、46)及び音響アセンブリ(60)を搭載し、整列させるために、受動的枝部(42)が最初にハウジング(20)に搭載されてもよい。次に、音響アセンブリ(60)が音響アセンブリ受容穴(22)に挿入され、トランスデューサ(80)の軸線と音響アセンブリ受容穴(22)の軸線とを整列させてもよい。次に、足部(44)及び超音波ブレード(66)と一緒に締め付けることによって、受動的枝部(42)の足部(44)を超音波ブレード(66)と整列させてもよい。次いで、ねじ(28)をきつく締めて、音響アセンブリ(60)の周囲に音響アセンブリ受容穴(22)を締め付ける。上述したように、ねじ(28)をきつく締める前に、受動的枝部(42)がハウジング(20)に固定される場合があるので、ねじ(28)のための対向穴(29)は、受動的枝部(42)と反対側の締付部分(24)にあってもよい。ねじ(28)をきつく締めたら、能動的枝部(46)を導波管アセンブリ(64)上に挿入してハウジング(20)に取り付けてもよい。他の好適なアラインメント手順は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0026】

B. 例示的な超音波トランスデューサ

図10は、トランスデューサ(80)の斜視図を示す。図11から分かるように、トランスデューサ(80)は、端部(82)と、4つの圧電ディスク(84)と、ホーン(86)と、ボルト(88)とを備える。トランスデューサ(80)の構成要素は、長手方向軸線に沿って整列される。4つの圧電ディスク(84)は、端部(82)とホーン(86)との間に挟持され、ボルト(88)が端部(82)とホーン(86)とと一緒に固定する。端部(82)は、圧電ディスク(84)をトランスデューサ(80)に対して近位に固定するためのフランジの機能を果たすことができる。端部(82)の表面に平坦部(83)を加えてもよく、この平坦部(83)によって、ハウジング(20)がトランスデューサ(80)にしっかりと固定され得る。端部(82)は、ステンレス鋼、炭素鋼などのような金属化合物からなってもよい。圧電ディスク(84)は、圧電ディスク(84)が電流に応じて素早く振動するやり方で膨張又は収縮するのを可能にすることができる、ジルコン酸チタン酸鉛、石英等などの任意の好適な圧電材料を含む。

【0027】

ホーン(86)は、フランジ部分(90)とねじ付きスタッド(94)とを備える。フランジ部分(90)は、圧電ディスク(84)の遠位部分をトランスデューサ(80)に対して固定するためのフランジの機能を果たすことができる。フランジ部分(90)は、トランスデューサ(80)をハウジング内にしっかりと固定する幾何形状的特徴を備えて構成され得る。振動に起因するトランスデューサ(80)の横方向の変位を低減するため、フランジ部分(90)は、圧電ディスク(84)に関連する節面に位置付けられる。換言すれば、フランジ部分(90)は、圧電ディスク(84)で発生した超音波振動に関連する波節に対応する長手方向位置に位置する。フランジ部分(90)の長手方向厚さは、圧電ディスク(84)で発生した超音波振動の波長によって制限され得る。本実施例では、フランジ部分(90)は、圧電ディスク(84)で発生する超音波波長の約8%の長手方向幅を有する。しかしながら、かかる幅は、圧電ディスク(84)によって発生した波長の約3~8%の間で異なってもよい。他の実施例では、フランジ部分の長手方向幅は、使用する超音波振動、トランスデューサの長さ及び/又は形状、導波管の長さ及び/又は形状等の様々な要因によって異なってもよい。

【0028】

ホーン(86)は、圧電ディスク(84)からの振動を、振動が導波管アセンブリ(64)に伝達されることができるよう方向付けるように構成される。ねじ付きスタッド(

94)は、ホーン(86)と導波管(78)とを機械的及び音響的に結合するように構成される。本実施例では、ホーン(86)は、単一材料を含む一体設計とされる。ホーン(86)は、チタン、ステンレス鋼、炭素鋼、タングステン等のような、圧電ディスク(84)からの振動を伝達するのに好適な任意の材料で構成されることができる。

【0029】

ボルト(88)は、ホーン(86)を端部(82)に固定するために、ねじ軸及びカラーを用いたものとして示されている。他の実施例では、ボルト(88)は、端部(82)とホーン(86)とを接続する別の手段に代えて、省略されてもよい。例えば、ホーン(86)は、ホーン(86)の近位端から近位に延出する円筒部材を備えていてもよい。次に、そのような延出部分は端部に溶接されてもよい。圧電ディスク(84)を圧縮するために端部(82)をホーン(86)に固定するための更に他の実施例は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0030】

図12は、ハウジング(20)に取り付けられたトランスデューサ(80)を断面で示している。図から分かるように、音響アセンブリ受容穴(22)は、ホーン(86)のフランジ部分(90)と端部(82)の平坦部(83)とを係合させることによって、トランスデューサ(80)をしっかりと固定することができる。ホーン(86)はハウジング(20)から遠位に延在し、そこで、振動を導波管アセンブリ(64)に伝達するのに好適な接続を用いて、導波管アセンブリ(64)に接続することができる。具体的には、ホーン(86)のねじ付きスタッド(94)は、導波管(78)内の協働するねじ付き凹部(77)に係合することができる。

【0031】

上述したように、トランスデューサ(80)は発電機から電力を受けることができる。具体的には、トランスデューサ(80)は、この電力を圧電原理を介して超音波振動に変換することができる。単なる例として、発電機は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)から販売されているGEN 300又はGEN 11を備えることができる。加えて又は代替的に、発電機は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2011年4月14日に公開された米国公開特許第2011/0087212号、発明の名称「超音波装置及び電気外科用装置のための外科用発電機(Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices)」の教示の少なくとも一部に従って構築され得る。

【0032】

トランスデューサ(80)で発生する超音波振動は、ホーン(86)を介して導波管アセンブリ(64)に伝達され得る。次に、導波管アセンブリ(64)は超音波振動を超音波ブレード(66)に伝達することができる。上で述べたように、超音波ブレード(66)が作動状態にある(すなわち、超音波により振動している)とき、超音波ブレード(66)は、特に受動的枝部(42)と超音波ブレード(66)との間に組織がクランプされている場合に、組織を効果的に切開して封止するように動作可能である。

【0033】

C. 例示的な超音波導波管

図13は、導波管アセンブリ(64)の斜視図を示す。導波管アセンブリ(64)は、3個のシース(70)と導波管(78)とを備える。3個のシース(70)は、真っ直ぐな近位部分(72)と、屈曲可能なスロット付き部分(74)と、真っ直ぐな遠位部分(76)とを含む。近位及び遠位部分(72、76)は、同様に真っ直ぐである導波管(78)の一部に沿って、導波管(78)と同軸に整列するように構成される。近位部分(72)は、トランスデューサハウジング部材(68)に挿入され得る。単なる例として、近位部分(72)は、近位部分(72)及びトランスデューサハウジング部材(68)の各孔を通して挿入されるピン(96)によって、トランスデューサハウジング部材(68)にしっかりと固定される。ピン(96)は、導波管(78)を通して伝達される超音波振動に関連する波節に対応する長手方向位置に、導波管(78)を通して横方向に挿入され

る。別の実施例では、近位部分（７２）は、スナップ嵌め、接着結合、溶接及び／又は同様のものなどの任意の好適な手段によって、トランスデューサハウジング部材（６８）にしっかりと固定されてもよい。

【００３４】

スロット付き部分（７４）は、屈曲している及び／又は湾曲している導波管（７８）の一部に沿って、導波管（７８）と同軸に整列するように構成される。スロット付き部分（７４）に切り込まれている横スロット（７５）により、スロット付き部分（７４）は、導波管（７８）の対応する屈曲及び／又は曲線と適合するように屈曲する及び／又は曲がるのが可能となり得る。近位部分（７２）、スロット付き部分（７４）、及び遠位部分（７６）が導波管（７８）の周囲に一体化シースを形成するように、スロット付き部分（７４）の近位端及び遠位端を、近位部分（７２）及び遠位部分（７６）とそれぞれ整合させて、任意の好適な接合方法によって接合してもよい。近位部分（７２）、スロット付き部分（７４）、及び遠位部分（７６）を接合するための好適な手段としては、レーザー溶接、超音波溶接、接着剤結合等を挙げることができる。当然ながら、以下により詳細に記載されるように、導波管（７８）を取り囲むシースは、多くの代替構成をとることができる。

【００３５】

導波管（７８）は、トランスデューサ（８０）のホーン（８６）から遠位に延びる略円筒形のシャフトを備える。導波管（７８）の遠位端は、超音波ブレード（６６）に成形される。図１４に示すように、複数のスペーシング（７９）が、導波管（７８）の長さに沿って配設される。スペーシング（７９）は、導波管（７８）と、近位部分（７２）、スロット付き部分（７４）、又は遠位部分（７６）との間に好適な間隔を維持するように加えられる。スペーシング（７９）は、導波管（７８）を通して伝達される超音波振動に関連する波節に対応する長手方向位置に配置される。スペーシング（７９）は５つ示されているが、任意の好適な間隔を有する任意の好適な数のスペーシング（７９）を使用してもよいことを理解されたい。更に、スペーシング（７９）は、導波管（７８）とは別であってもよく、又は導波管（７８）によって一体形成されてもよい。スペーシング（７９）が導波管（７８）とは別個に形成される場合、スペーシング（７９）はゴム製のリングを備えていてもよい。スペーシング（７９）の他の好適な構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【００３６】

導波管（７８）は、超音波ブレード（６６）が受動的枝部（４２）と接触できるように、精密な屈曲及び／又は湾曲を必要とし得る。したがって、場合によっては、導波管（７８）は、近位部分（７２）、スロット付き部分（７４）、及び遠位部分（７６）を導波管（７８）に取り付ける前に、屈曲又は湾曲されてもよい。導波管（７８）でそのような屈曲又は湾曲を用いる場合、屈曲又は湾曲は、導波管（７８）に沿って伝達される超音波振動に関連する波腹に対応する長手方向位置に配置され、それによって、導波管（７８）における横方向運動を最小化してもよい。導波管が屈曲又は湾曲された後、最初にスロット付き部分（７４）を導波管（７８）に取付けてもよい。次に、スロット付き部分（７４）が、導波管（７８）の屈曲又は湾曲と整合するように屈曲される及び／又は成形されることができ、続いて、近位部分（７２）及び遠位部分（７６）が導波管に設置されてもよく、そこで近位部分（７２）及び遠位部分（７６）が、上述したように、スロット付き部分（７４）にしっかりと固定されてもよい。３個のシース（７０）は、スロット付き部分を覆って配置される熱収縮チューブのような封止機構（図示せず）を更に備えてもよい。封止機構は、組織、流体、又は他の異物が、シース（７０）と導波管（７８）との間に入るのを防止することができ、それによって、導波管アセンブリ（６４）の再利用性が向上する。シース（７０）の近位端は、トランスデューサハウジング部材（６８）内に封止機構を取り込むことによって封止されてもよい。同様に、シース（７０）の遠位端は、最遠位のスペーシング（７９）を使用して封止されてもよい。当然ながら、封止機構は全く任意であり、完全に省略されてもよい。他の実施例では、スロット付き部分（７４）の代

わりに、可撓性で薄肉の機械的ペローズ（図示せず）を使用して、封止機構の必要性を排除してもよい。そのような構成では、近位及び遠位部分（７２、７６）は、シース（７０）の封止を助けるために、ペローズの両端部の上又は内部に滑り嵌めを有することができる。

【００３７】

上で述べたように、超音波ブレード（６６）は、超音波ブレード（６６）が作動状態にあるときに、組織を切開して封止するように動作可能である。導波管（７８）は、トランスデューサ（８０）から導波管（７８）を通して伝達される機械的振動を増幅するように構成することができることを理解されたい。更に、導波管（７８）は、長手方向の振動の利得を導波管（７８）に沿って制御するように動作可能な機構、及び／又は導波管（７８）をシステムの共振周波数に同調させる機構を備えていてもよい。

10

【００３８】

本実施例では、組織による負荷が音響アセンブリに加えられていないとき、好ましい共振周波数 f_0 に合わせて音響アセンブリを同調させるために、超音波ブレード（６６）の遠位端は、導波管（７８）を通して伝達される共振超音波振動に関連する波腹に対応する位置に配置される。超音波ブレード（６６）は、約７ｍｍの有効長を有し得るが、有効長は約９ｍｍの長さであってもよい。トランスデューサ（８０）が通電されると、超音波ブレード（６６）の遠位端は、例えば、６０～１２０ｋＨｚの所定の振動周波数 f_0 において、およそ１０～５００マイクロメートルの範囲の最大振幅で、場合によっては約２０～約２００マイクロメートルの範囲で、長手方向に動くように構成される。他の振動周波数 f_0 範囲としては、例えば、２０～２００ｋＨｚ、６０～１５０ｋＨｚ、又は９０～１１５ｋＨｚを挙げることができる。単なる例として、公称周波数は、トランスデューサ（８０）の設計、トランスデューサ（８０）に印加される電力、及び／又は他の変数に応じて、１１５ｋＨｚ、９０ｋＨｚ、又は８０ｋＨｚを含み得る。加えて、トランスデューサ（８０）は、１２～５０ワットの範囲の電力レベルで駆動されてもよく、電力レベルは、潜在的に、所望の周波数、超音波ブレード（６６）の設計、トランスデューサ（８０）の設計、及び／又は同様のものなどの変数に依存する。本実施例のトランスデューサ（８０）が作動すると、これらの機械的振動が導波管（７８）を通じて伝達されて超音波ブレード（６６）に達し、それによって、共振超音波周波数での超音波ブレード（６６）の振動をもたらす。したがって、超音波ブレード（６６）と受動的枝部（４２）との間に組織が固定されたとき、超音波ブレード（６６）の超音波振動が、組織の切断と、隣接した組織細胞内のタンパク質の変性とを同時に行い、それにより比較的小さい熱拡散で凝固効果を提供することができる。いくつかの実施例では、以下により詳細に記載されるように、電気焼灼器を使用して組織を封止するために、超音波ブレード（６６）及び／又は受動的枝部（４２）を通して電流を提供することもできる。

20

30

【００３９】

Ⅱ．超音波鉗子の例示的な代替機構

場合によっては、鉗子（１０）の代替機構を有することが望ましい場合がある。鉗子（１０）と共に使用する機構の変形例は、よりタフな一連の外科手術において、又はより多種多様な外科技術と共に、鉗子（１０）を使用するのを可能にし得る。以下に記載された実施例のうちのいずれかが、ある特定の種類の鉗子（１０）の変形例の文脈で図示及び記載される限りにおいて、同一の教示は、鉗子（１０）と共に利用する機構の他の変形例に容易に適用することができることを理解されたい。したがって、以下に記載されたそれぞれの実施例は、鉗子（１０）のこの特定の機構だけに適用性を有するものとしてみなされるべきではない。更に、以下の教示は、鉗子（１０）と共に利用する機構の変形例だけでなく、他の種類の鉗子（１０）に容易に適用されてもよいことが想到される。

40

【００４０】

A．圧電材料を有する例示的な代替枝部

図１５は、例示的な代替枝部（１４０）を示す。枝部（１４０）は、上述した枝部（４２、４６）に加えて又はそれに代えて使用され得る。枝部（１４０）は、前出の枝部（４

50

2、46)と同じ要素及び機構の多くを、以下に記載するいくつかの変更と組み合わせることができる。本実施例では、枝部(140)は、上記の受動的枝部(42)と同様の形状を有する。同様に、枝部(140)は、取付部材(150)とつかみ部(152)とを有している。枝部(140)は、前出の足部(44)と同様の形状の足部(144)を有して示されているが、足部(144)は、超音波ブレード(66)と同様の幾何形状を有して構成されてもよいことを理解されたい。受動的枝部(42)とは異なり、枝部(140)は、枝部(140)に固着された圧電パッド(142)を有している。圧電パッド(142)は、つかみ部(152)の近くに向けられて示されているが、任意の好適な位置(例えば、枝部(140)の遠位端)に配置されることができる。

【0041】

圧電パッド(142)は、枝部(140)と一体化されてバイモルフを形成してもよいことを理解されたい。枝部(140)は、枝部(140)の2つの対向する表面上に圧電パッド(142)を有して示されている。圧電パッド(142)は、導線、配線、及び/又は任意の他の好適な種類の電線用導管を介してケーブルに連結されてもよい。それによって、発電機は圧電パッド(142)に電力を供給して、圧電パッド(142)を選択的に作動させることができる。圧電パッド(142)は、ユーザーが保持することができる枝部(140)に超音波振動を直接伝えるので、つかみ部(152)は、圧電パッドから振動的に分離されるように構成されていてもよい。いくつかの変形形態では、枝部(140)の少なくとも一部は、圧電パッド(142)の代わりに使用することができるバイメタル材料(図示せず)で構成されてもよい。例えば、バイメタル材料は、局所的熱又は電力などの外的刺激を加えることによって、膨張及び収縮することができる。

【0042】

圧電パッド(142)は、枝部(140)に超音波振動を協同誘発するように動作可能であり得る。具体的には、図16A~図16Cは、枝部(140)に超音波振動を作り出すことができる様々な動作段階にある枝部(140)を示している。図16Aでは、圧電パッド(142)はまだ起動されていない。したがって、枝部(140)の、圧電パッド(142)によって囲まれている部分の横方向の変位は、実質的にゼロである。

【0043】

図16Bでは、圧電パッド(142)は作動状態で示されている。具体的には、圧電パッド(142)に電流が印加され、各パッド(142)には異なる極性が印加されている。したがって、一方のパッド(142)は膨張することによって電流に応じ、他方は収縮することによって電流に応じ得る。図から分かるように、各圧電パッド(142)が、反対側に膨張又は収縮することによって互いに対向する場合、圧電パッド(142)は、枝部(140)の、圧電パッド(142)で取り囲まれた部分にいくつかの横方向の変位を生じさせることができる。このことは、枝部(140)にわずかな屈曲を効果的に作り出すことができる。

【0044】

図16Cは、反対の極性の電流が圧電パッド(142)に印加されていることを除いて、図16Bに示すのと実質的に同じ動作条件を示している。このことは、図16Bに見られるのと逆である横方向の変位又は屈曲を枝部(140)に作り出すことができる。したがって、圧電パッド(142)に図16B及び図16Cに示す動作状態を素早く周期的に繰り返させて、枝部(140)の超音波振動を誘発することができる。他の構成又は動作状態も同様に超音波振動を誘発することが可能であることを理解されたい。例えば、圧電パッド(142)は、異なる形状及び/又サイズとすることができる。他の実施例では、一度に一方の圧電パッド(142)のみが動作するようにしてもよい。他の圧電パッド(142)の構成又は動作状態は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0045】

B. 例示的な代替ハウジング及び取り外し可能な枝部

図17~図21は、例示的な代替ハウジング(220)を示す。以下に記載するある特

10

20

30

40

50

定のものを除いて、ハウジングは概ね、上で示したハウジング(20)と実質的に同じである。ハウジング(220)は、音響アセンブリ受容穴(222)と、2つの締付部分(224)と、溝(226)を備える。ハウジング(220)のこれら要素は、上述したハウジング(20)と実質的に同じである。ハウジング(20)と対照的に、ハウジング(220)は、第2の溝(26)の代わりに枝部受容チャンネル(228)を有している。

【0046】

枝部受容チャンネル(228)は、追加のツールを必要とせずに枝部(240)をハウジング(220)から素早く取り外すことができるように構成されている。図17~図21から分かるように、枝部受容チャンネル(228)は、弾性的に付勢される係止部材(230)を含む。係止部材(230)は、弾性的に付勢されて、枝部(240)の取付部材(250)の相補的な幾何形状に係合する。図21で最も良く分かるように、枝部(240)は枝部受容チャンネル(228)に挿入され、そこで枝部(240)の起立部分(254)が、係止部材(230)の対応するへこみ部分(232)に係合することができる。換言すれば、起立部分(254)は戻り止めのようにへこみ部分(232)に受容されることができる。同様に、ユーザーは、離脱部材(234)に力を加えて、係止部材(230)のへこみ部分(232)を枝部(240)の起立部分(254)との係合から外れるように持ち上げることによって、枝部(240)を取り外すことができる。したがって、起立部分(254)がへこみ部分(232)の中に配置されているとき、枝部(240)はハウジング(220)に選択的に固定される。

【0047】

ハウジング(220)に対する枝部(240)の選択的除去可能性により、そうでなければ再利用可能な鉗子(10)内で、枝部(240)を使い捨て部品とすることが可能となる。例えば、枝部(240)の遠位端は、経時的に摩耗し得るPTFE/テフロンパッドを含む場合がある。PTFE/テフロンパッドが摩耗したときに、鉗子(10)全体ではなく、枝部(240)を交換することができる。更に、枝部(240)の選択的除去可能性により、枝部(240)を、異なる外科手術又は外科技術用に構成された枝部(240)一式の部品とすることが可能となり得る。したがって、手術者は、異なる外科手術に対応している異なる枝部(240)が付いた同じ鉗子(10)を使用することができ、及び/又は手術者は、外科手術中に枝部(240)を交換することができる。他の実施例では、枝部受容チャンネル(228)は、枝部(240)の簡易脱着を可能にするのに好適であり得る様々な代替構造及び/又は幾何形状を有してもよいことを理解されたい。更に、枝部受容チャンネル(228)は、上記説明のものと類似の、能動的又は受動的枝部の特徴を有する枝部(240)と共に使用するように構成されてもよい。他の構成及び/又は幾何形状は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0048】

図19~図21はまた、コネクタ(236)を備えるハウジング(220)を示す。コネクタは、電源ケーブル(図示せず)がハウジング(220)に取り付け可能となるように構成され、これにより、電源ケーブルは枝部(240)に電力を伝えて、枝部(240)がRFエネルギーを組織に送達できるようにする。したがって、鉗子(10)は、ハウジング(220)を装備すると、超音波/RFの組み合わせ鉗子(10)となり得る。超音波/RFの組み合わせ鉗子(10)は、組み合わせ鉗子(10)を使用している外科手術に応じて、超音波動作状態及びRF動作状態を別々に利用することが可能である。例えば、超音波動作状態は、耳、鼻、及び喉、又は脊髄外科手術で使用されてもよい。これに対し、RF動作状態は、脳に係わる外科手術において使用されてもよい。手術者は、更に、同じ外科手術内で(例えば、処置中の特定の瞬間に鉗子(10)が使用されている生体構造の位置及び/又は生体構造の状態に基づいて)超音波モードとRFモードを選択的に交互に繰り返すことも可能である。枝部(240)を同時に(又は少なくとも高速で交互に繰り返すやり方で)超音波モード及びRFモードで使用する場合も企図される。単なる例として、鉗子(10)は、組織を1回離断する間に、枝部(240)の超音波起動と枝部(240)のRF起動を、組み合わせたやり方で交互に繰り返すように動作可能であっ

てもよい。換言すれば、枝部(240)は、枝部(240)が組織と接触している間に、超音波出力及びRF出力を素早くかつ自動的に交互に繰り返すことができる。更に別の単に例示的な実施例として、鉗子(10)は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる、2013年11月21日に出願された米国特許出願第14/086,085号、発明の名称「電気外科機能を備えた超音波手術器具(Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature)」の教示の少なくとも一部に従って、超音波能力とRF能力の組み合わせを提供することができる。

【0049】

RF動作状態を利用するために、ハウジング(220)は、電気絶縁性材料(例えば、プラスチック等)で全体的に又は部分的に構成されてもよく、そうすることで、ハウジン
グ(220)は、枝部(240)を手術者の手及び/又は鉗子(10)の他の構成要素から電氣的に絶縁するように構成される。更なる絶縁特性を目的として、プラスチック又は
エポキシの保護被覆(boot)(図示せず)を、枝部(240)の取付部材(250)にオー
バーモールドしてもよい。加えて、枝部(240)が電氣的に作動しているときに手術
者を保護するため、枝部(240)の、取付部材(250)から遠位である領域のかなり
の部分、硬質プラスチック(例えば、ガラス強化プラスチック)又はゴムでオー
バーモールドしてもよい。当然ながら、先端部が組織に電気エネルギーを印加すること
ができるように、枝部(240)の最遠位先端部をそのような絶縁材料から露出させてもよい。次
に、RF信号が電源から枝部(240)まで伝達され、枝部はRFエネルギーを用いて組
織の切断及び封止を同時に行うことができる。コネクタ(236)はハウジング(220)
に取り付けられて示されているが、別の方法としては、コネクタ(236)は枝部(2
40)に取り付けられてもよく、ハウジング(220)は単にコネクタ(236)が貫通
するスペースを提供するだけであってもよい。換言すれば、コネクタ(236)は、取付
部材(250)から近位に延びる、枝部(240)の単一かつ一体化した機構であっても
よい。よって、枝部(240)がハウジング(220)から取り外されて、非RF枝部(4
2)がハウジング(220)に固定されると、コネクタ(220)から近位に延びるコ
ネクタ(236)が存在しなくなる場合がある。

【0050】

本実施例では、ハウジング(220)は単一のコネクタ(236)を有して示されてい
る。したがって、単一の枝部(240)のみがRF機器(図示せず)と通信することがで
きる。他の実施例では、鉗子(10)が双極鉗子となるように、ハウジング(220)は、
(例えば、上述した枝部(246)と同様の)別の枝部のための第2のコネクタ(図示
せず)を備えて構成されてもよい。そのような構成では、第2のコネクタは導電性
トランスデューサ(80)に内部接続されて、RFエネルギーが超音波ブレード(66)
に連通可能となるようにしてもよい。そのような構成では、枝部(240)が1つの極
を形成し、別の枝部(例えば、前出の能動的枝部(46))がもう一方の極を形成して
もよい。ハウジング(220)及び1つのコネクタ(236)のみが、トランスデューサ(80)
に電力を供給し、かつ双極RFエネルギーを提供するように構成されてもよく、その
ため、双極RFエネルギーを提供するために2つの別個のコネクタ(236)が必ずしも
必要であるとは限らないことも理解されたい。例えば、コネクタ(236)は、2つの
別個の電気経路(例えば、同軸等)を有してもよい。コネクタ(236)は、鉗子(10)
によるRFエネルギーの印加のために電力を伝えるのに十分な、任意の好適な形状
及び/又は幾何学構成とすることができる。他の好適なコネクタ構成、形状、及
び/又は幾何学構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであ
らう。

【0051】

C. 例示的な代替受動的枝部末端部

以下に記載される実施例のうちのいずれかが、鉗子(10)の枝部(42, 46)の変
形例の文脈で図示及び記載される限りにおいて、同一の教示は、他の種類の枝部(240)
に容易に適用することができることを理解されたい。よって、ユーザーは、以下で企図

されるものに加えて、様々な使用可能な枝部（４２、４６、２４０）の中から選択して、特定の枝部（４２、４６、２４０）をハウジング（２２０）に連結することが可能である。

【００５２】

図２２～図２４は、例示的な代替受動的枝部（３４２）を示す。受動的枝部（３４２）は、以下に記載する一部の例外を除いて、受動的枝部（４２）の機構と同じ機構を備える。具体的には、受動的枝部（３４２）は、受動的枝部（４２）の足部（４４）と実質的に同じ形状である足部（３４４）を有して示されている。受動的枝部（４２）と対照的に、受動的枝部（３４２）は、低摩擦スリーブ（３４３）を備えて構成される。図２３から分かるように、絶縁スリーブの形状は円筒形であり、足部（４４）の外周よりも小さい内周を有している。スリーブ（３４３）は、スリーブ（３４３）が伸縮可能となり、かつ組織癒着を防止することができる低摩擦表面を受動的枝部（３４２）に提供することが可能となるのに十分な特性を有する材料から構成されてもよい。組み立てる間、スリーブ（３４３）に伸縮力を加えることができる。スリーブ（３４３）に伸縮力が加えられている間に、受動的枝部（３４２）の足部（３４４）をスリーブ（３４３）に挿入することができる。続いて、伸縮力が除去されると、スリーブ（３４３）は足部（３４４）の形状に適合することができる。

10

【００５３】

スリーブ（３４３）は、ＰＴＦＥ／テフロン、ゴム、又は好適な特性を有する任意の他の材料のような、受動的枝部（３４２）の周囲に低摩擦表面及び伸縮を提供するのに好適な任意の材料からなってもよい。加えて、スリーブ（３４３）がＲＦ枝部（例えば、上記枝部（２４０）と同様のもの）と組み合わされる場合には、スリーブ（３４３）の材料は、ＲＦ信号を伝導するのに好適であってもよい。例えば、ＰＴＦＥ／テフロンスリーブ（３４３）に電磁的に導電性である粒子を含浸させて、ＲＦ信号がＰＴＦＥ／テフロンスリーブ（３４３）を流れることができるようにしてもよい。他の実施例では、ＰＴＦＥ／テフロンスリーブ（３４３）は、導電性ゲル又は同様の材料で充填される複数の開口部を有してもよい。いくつかの他の実施例では、スリーブ（３４３）は、電流を流すことができる炭素充填ＰＴＦＥ／テフロン材料又は高温ＰＴＣを含んでもよい。

20

【００５４】

図２４は、受動的枝部（３４２）及びスリーブ（３４３）を断面で示している。図から分かるように、スリーブ（３４３）は、足部（３４４）を越えて近位に延出している。具体的には、スリーブ（３４３）の近位延出部分は、スリーブ（３４３）が足部（３４４）の近位端／縁部の後方を包むことを可能にする。スリーブ（３４３）のこの態様は、スリーブ（３４３）に更なる長手方向安定性を提供することができる。そのような延出部分は全く任意であり、他の実施例では省略されてもよいことを理解されたい。当然ながら、スリーブ（３４３）の他の構成及び／又は材料は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

30

【００５５】

図２５は、別の例示的な代替受動的枝部（４４２）を示す。受動的枝部（４４２）は、以下に記載する一部の例外を除いて、前出の他の受動的枝部（４２、３４２）と実質的に同じである。具体的には、受動的枝部（４４２）は、前述の足部（４４、３４４）と実質的に同様である足部（４４４）を含んでいる。しかしながら、受動的枝部（４４２）の足部（４４４）は、足部（４４４）に取り付けられた絶縁パッド（４４３）を有している。絶縁パッド（４４３）は、前出のスリーブ（３４３）と同じ主要機能を有する。すなわち、組織癒着に抵抗するための低摩擦表面を受動的枝部（４４２）に提供する。しかしながら、図から分かるように、絶縁パッド（４４３）は、スリーブ（３４３）とは異なったやり方で受動的枝部（４４２）に取り付けられている。具体的には、絶縁パッド（４４３）は、足部（４４４）の底面にしっかりと固定されている。絶縁パッド（４４３）は、接着剤結合、超音波溶接などの任意の好適な手段によって、足部（４４４）にしっかりと固定されることができる。

40

50

【 0 0 5 6 】

図 2 6 及び図 2 7 は、別の例示的な代替受動的枝部 (5 4 2) を示す。受動的枝部 (5 4 2) は、受動的枝部 (5 4 2) が横方向に延出する遠位脚部 (5 4 5) を備えていることを除いて、前出の受動的枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2) と実質的に同じである。図 2 7 から分かるように、遠位脚部 (5 4 5) は、上述のようにユーザーが受動的枝部 (5 4 2) を作動させると、超音波ブレード (6 6) の遠位端と重なり合うことができる。遠位脚部 (5 4 5) は、外科手術中に組織を保持するように動作することができる。他の実施例では、受動的枝部 (5 4 2) は、特定の外科手術及び / 又は手技に対応する、様々な遠位の幾何形状を備えていてもよい。受動的枝部 (5 4 2) はまた、上述のパッド又はスリーブ (3 4 3 、 4 4 3) を含んでもよい。更に、外科手術又は手技の変更に応じて、受動的枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2 、 5 4 2) を他の受動的枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2 、 5 4 2) と素早く交換できるように、複数の受動的枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2 、 5 4 2) を上述のハウジング (2 2 0) と共に使用してもよいことが分かる。同様に、受動的枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2 、 5 4 2) は完全に省略されてもよく、能動的枝部 (4 6) を単一のカッター / 解剖器具として使用してもよい。当然ながら、異なる構成、材料、及び / 又は用途を有する他の枝部 (4 2 、 3 4 2 、 4 4 2 、 4 5 2) は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

10

【 0 0 5 7 】

D . 例示的な代替導波管アセンブリ

図 2 8 は、導波管アセンブリ (6 4) の導波管 (7 8) と共に使用可能な例示的な代替導波管シース (6 7 0) を示す。導波管シース (6 7 0) は、複数のスロット (6 7 1) を有する単一の一体シースである。スロット (6 7 1) は、導波管シース (6 7 0) に沿って配向されて、導波管シース (6 7 0) が導波管 (7 8) の形状に適合するようにできる。したがって、シース (6 7 0) は、湾曲している (例えば、単一曲線を有する、二重曲線を有する、又はくの字形の構成等) 導波管 (7 8) の変形形態に特に適し得る。具体的には、スロット (6 7 1) は、シース (6 7 0) の近位端で始まって、少なくとも導波管 (7 8) の任意の屈曲及び / 又は湾曲を過ぎた地点まで続いてよい。そのような構成では、最初に導波管 (7 8) をトランスデューサ (8 0) に取り付けてもよく、その後、導波管シース (6 7 0) の近位端から導波管シース (6 7 0) を導波管 (7 8) の上に導入してもよい。本実施例では、スロット (6 7 1) は、間隔が一貫しているスロット (6 7 1) の群で、導波管シース (6 7 0) の長さに沿って配置されている。そのような構成では、導波管シース (6 7 0) が導波管 (7 8) のスペーシング (7 9) 又は封止機構を完全に覆うことができるように、スロット (6 7 1) 間の間隔は、導波管 (7 8) に沿って伝達される超音波振動に関連する波節に対応する長手方向位置において広がっていてもよい。この特徴はあくまで任意であり、スロット (6 7 1) は導波管シース (6 7 0) に沿って可変の又は一貫した間隔を有してもよいことを理解されたい。

20

30

【 0 0 5 8 】

導波管シース (6 7 0) は、スロット (6 7 1) を有する実質的な中実管として示されているが、他の変形形態では、導波管シース (6 7 0) は、管 - スロット設計以外のものを使用することができることを理解されたい。例えば、導波管シース (6 7 0) は、導波管シース (6 7 0) の全長にわたって延びる平坦ならせん状のバネを含んでもよい。そのような実施例では、スロット (6 7 1) は、平坦ならせん状のバネの各巻きの間の間隔によって形成される。更に他の実施例では、導波管シース (6 7 0) の管は、平坦ならせん状のバネと組み合わせられてもよい。前出の導波管シース (7 0) と同様に、導波管シース (6 7 0) は、導波管シース (6 7 0) と導波管 (7 8) との間に流体、組織、又は他の物質が入るのを防止するように封止されてもよい。当然ながら、この特徴はあくまで任意であり、完全に省略されてもよい。導波管シース (6 7 0) は、流体及び / 又は組織がスロット (6 7 1) に入るのを防止するために、プラスチックカバー、収縮包装のフィルム、及び / 又は他の種類のカバーのような外部被覆を有してもよいことも理解されたい。導波管シース (6 7 0) の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らか

40

50

であろう。

【 0 0 5 9 】

図 2 9 及び図 3 0 は、別の例示的な代替導波管シース (7 7 0) を示す。導波管シース (7 7 0) が近位端から遠位端まで実質的な中実管であることを除いて、導波管シース (7 7 0) は、前出の導波管シース (6 7 0) と実質的に同じである。導波管 (7 8) の任意の屈曲部及びノ又は湾曲部を収容するため、導波管シース (7 7 0) は長手方向に 2 つに分かれている。したがって、導波管シース (7 7 0) の各半分が導波管 (7 8) の上に配置されてもよく、その後、導波管シース (7 7 0) の各半分が相互にしっかりと固定されてもよい。導波管シース (7 7 0) の各半分は、超音波溶接、レーザー溶接、接着剤結合等などの任意の好適な手段によって、他方にしっかりと固定され得る。導波管シース (6 7 0 、 7 7 0) の他の好適な構成は、当業者には明らかであろう。

10

【 0 0 6 0 】

III . 例示的な代替超音波鉗子の構成

以下に述べる実施例のいずれかが、ある特定の種類の鉗子 (1 0 、 8 1 0 、 9 1 0 、 1 0 1 0 、 1 1 1 0 、 1 2 1 0 、 1 3 1 0 、 1 4 1 0 、 1 5 1 0) の変形例の文脈で図示及び記載される限りにおいて、同一の教示は、他の種類の鉗子 (1 0 、 8 1 0 、 9 1 0 、 1 0 1 0 、 1 1 1 0 、 1 2 1 0 、 1 3 1 0 、 1 4 1 0 、 1 5 1 0) に容易に適用することができることを理解されたい。したがって、後述する各実施例は、鉗子 (1 0) 、鉗子 (8 1 0) 、鉗子 (9 1 0) 、鉗子 (1 0 1 0) 、鉗子 (1 1 1 0) 、鉗子 (1 2 1 0) 、鉗子 (1 3 1 0) 、鉗子 (1 4 1 0) 、又は鉗子 (1 5 1 0) のいずれかにのみに適用可能であると見なされるべきではない。更に、以下の教示は、鉗子 (1 0 、 8 1 0 、 9 1 0 、 1 0 1 0 、 1 1 1 0 、 1 2 1 0 、 1 3 1 0 、 1 4 1 0 、 1 5 1 0) の変形例だけではなく、他の種類の手術器具に容易に適用されてもよいことが想到される。

20

【 0 0 6 1 】

図 3 1 ~ 図 3 4 は、実質的に真っ直ぐな構造を有する例示的な代替超音波鉗子 (8 1 0) を示す。鉗子 (8 1 0) は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子 (1 0) と実質的に同じである。鉗子 (8 1 0) は、ハウジング (8 2 0) と、把持領域 (8 5 2) を有する一対の枝部 (8 4 2 、 8 4 6) と、音響アセンブリ (8 6 0) と、ケーブル (8 6 2) とを備える。鉗子 (1 0) のハウジング (2 0) とは異なり、ハウジング (8 2 0) は、オフセットされるのではなく、枝部 (8 4 2 、 8 4 6) の間に狭装されるように構成される。同様に、枝部 (8 4 2 、 8 4 6) 及び音響アセンブリ (8 6 0) は、鉗子 (1 0) の枝部 (4 2 、 4 6) 及び音響アセンブリ (6 0) とは対照的に湾曲又は屈曲を有せずに、真っ直ぐな長手方向軸に沿って遠位に延びている。

30

【 0 0 6 2 】

図 3 2 で最も良く分かるように、ハウジング (8 2 0) は一方の枝部 (8 4 6) に付着し、別の枝部 (8 4 2) の旋回点 (8 2 3) の機能を果たすことができる。鉗子 (1 0) のハウジング (2 0) とは異なり、ハウジング (8 2 0) は各枝部 (8 4 2 、 8 4 6) 同士を結合しない。その代りに、各枝部 (8 4 2 、 8 4 6) の近位端は、取付領域 (8 4 5) を介して他方に付着する。枝部 (8 4 2 、 8 4 6) は一体構造として示されており、そのため各枝部 (8 4 2 、 8 4 6) は単一の近位端から近位に延びているが、そのように制限することを意図するわけではないことを理解されたい。実際に、他の実施例では、枝部 (8 4 2 、 8 4 6) は別個の構成要素であってもよく、それでもやはり、それらの近位端を、溶接、機械的締結、接着剤結合等などの任意の好適な手段によって互いに固定してもよい。

40

【 0 0 6 3 】

枝部 (8 4 0) はまた、近位端に孔を有して構成されてもよく、ケーブル (8 6 2) はこの孔によって支持されてもよい。次に、ケーブル (8 6 2) を使用して、音響アセンブリ (8 6 0) を発電機に結合することができる。発電機は、上述した発電機と同様の機能性及び操作特性を有してもよい。

【 0 0 6 4 】

50

枝部（４２）と同様に、枝部（８４２）は、足部（８４４）と超音波ブレード（８６６）との間の間隙を維持するように弾性的に付勢され得るが、組織パッドを有する足部（８４４）を超音波ブレード（８６６）に向けて押し込むように屈曲可能である。足部（８４４）が超音波ブレード（８６６）に向かって移動する際に、一貫した閉鎖面（consistent closure plane）に沿った、音響アセンブリ（８６０）に対する枝部（８４２、８４６）のアラインメントを維持するために、本実施例の枝部（８４６）はガイドポスト（８４１）を備えている。枝部（８４２）は、ガイドポスト（８４１）を受容するように構成された開口部（８４３）を有している。したがって、枝部（８４２）を変形させて、音響アセンブリ（８６０）に向かって移動させると、ガイドポスト（８４１）と開口部（８４３）とが協働的に動作して、一貫した閉鎖面に沿った枝部（８４２、８４６）と音響アセンブリ（８６０）とが整列整合することを維持する。よって、ポスト（８４１）及び開口部（８４３）によって、旋回／閉鎖面に沿った足部（８４４）と超音波ブレード（８６６）との整列整合が確実となる。上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子（８１０）の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【００６５】

図３５～図３７は、別の例示的な代替的超音波鉗子（９１０）を示す。鉗子（９１０）は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子（１０、８１０）と実質的に同じである。鉗子（９１０）は、ハウジング（９２０）と、把持領域（９５２）を有する一对の枝部（９４２、９４６）と、音響アセンブリ（９６０）と、ケーブル（９６２）とを備える。枝部（４２）と同様に、枝部（９４２）は、足部（９４４）と超音波ブレード（９６６）との間の間隙を維持するように弾性的に付勢され得るが、組織パッドを有する足部（９４４）を超音波ブレード（９６６）に向けて押し込むように屈曲可能である。鉗子（９１０）は、鉗子（１０）及び鉗子（８１０）の要素を組み合わせ、それら２つの混成体を作り出す。例えば、鉗子（１０）と同様に、ハウジング（９２０）は枝部（９４２、９４６）の両方に付着し、それらからずらされている。しかしながら、この構成のハウジング（９２０）は、単に枝部（９４２、９４６）に対する整列整合及び支持を提供するのではなく、枝部（９４２、９４６）に対する力制御部材の機能を果たし得る。例えば、枝部（９４２）の長さに沿ったハウジング（９２０）の位置は、枝部（９４２）の屈曲長さを効果的に規定することによって、足部（９４４）が組織をブレード（９６６）に対して圧迫することができる力を制限することができる。ハウジング（９２０）を枝部（９４２）に沿って更に遠位に位置決めすることによって、足部（９４４）が組織をブレード（９６６）に対して圧迫することができる力を減少させることができる。その一方で、ハウジング（９２０）を枝部（９４２）に沿って更に近位に位置決めすることによって、足部（９４４）が組織をブレード（９６６）に対して圧迫することができる力を増大させることができる。

【００６６】

加えて、鉗子（１０）と同様に、枝部（９４２、９４６）及び音響アセンブリ（９６０）は、人間工学的把持部のために、及び手術部位の可視性を最大化するために、屈曲又は湾曲されてもよい。一方、鉗子（８１０）と同様に、各枝部（９４２、９４６）の近位端は、他方に一体的につながっている。しかしながら、各枝部（９４２、９４６）の近位端は、他方に対して湾曲して、一体的につながっている。したがって、この実施例では、枝部（９４２、９４６）は一緒になって一体構造を形成する。上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子（９１０）の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【００６７】

図３８及び図３９は、別の例示的な代替超音波鉗子（１０１０）を示す。前出の鉗子（８１０、９１０）と同様に、鉗子（１０１０）は、上記の鉗子（１０）に見られるのと同様の要素及び機能性を有する。具体的には、鉗子（１０１０）は、ハウジング（１０２０）と、把持領域（１０５２）を有する一对の枝部（１０４２、１０４６）と、音響アセンブリ（１０６０）と、ケーブル（１０６２）とを備える。ハウジング（２０、８２０、９

20)とは異なり、ハウジング(1020)は鉗子(1042、1046)と一体化されている。同様に、音響アセンブリ(1060)は一方の枝部(1046)と一体化されており、かつ、湾曲して枝部(1046)の曲線経路に追従している導波管を含む。したがって、一方の枝部(1046)は他方の枝部(1042)のための旋回軸の機能を果たして、ハウジング(1020)及び音響アセンブリ(1060)を旋回可能とし、組織パッドを有する足部(1044)を超音波ブレード(1066)に向かって移動させることができる。当然ながら、上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子(1010)の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0068】

図40及び図41は、別の例示的な代替的超音波鉗子(1110)を示す。鉗子(1010)は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子(10、810、910、1010)と実質的に同じである。鉗子(1110)は、ハウジング(1120)と、把持領域(1152)を有する一对の枝部(1142、1146)と、音響アセンブリ(1160)と、ケーブル(1162)とを備える。鉗子(1110)は、鉗子(10)及び鉗子(810)の要素を組み合わせることでそれら2つの混成体を作り出すという点で、鉗子(910)と同様である。例えば、鉗子(10)と同様に、ハウジング(1120)は両方の枝部(1142、1146)からずらされている。加えて、鉗子(10)と同様に、枝部(1142、1146)は、人間工学的把持部のために、及び手術部位の可視性を最大化するために、屈曲又は湾曲されている。一方、鉗子(810)と同様に、単一枝部(1142、1146)のみがハウジングに取り付けられている。同様に、音響アセンブリ(1160)は、屈曲部又は湾曲部を有することなく遠位に延びている。また、鉗子(810)と同様に、各枝部(1142、1146)の近位端は、他方に一体的につながっている。しかしながら、各枝部(1142、1146)の近位端は、他方に対して湾曲して、一体的につながっている。したがって、この実施例では、枝部(1142、1146)は一緒になって一体構造を形成する。

【0069】

ハウジング(1120)はまた、枝部(1142)がその弾性的に付勢された位置から旋回して、足部(1144)を超音波ブレード(1166)に向けて押し進めたときに、枝部(1142)の動きを制限しないように位置付けられている。枝部(842、846)と同様に、枝部(1142、1146)は、ガイドポスト(1141)と、ガイドポスト(1141)を受容するように構成された開口部(1143)とを備えている。鉗子(810)に関して上で述べたように、この機構により、枝部(1142、1146)が開いた形状と閉じた形状との間で移行するときに、音響アセンブリ(1160)に対する枝部(1142、1146)の長手方向整列整合が維持される。上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子(1110)の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0070】

図42～図45は、別の例示的な代替的超音波鉗子(1210)を示す。鉗子(1210)は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子(10、810、910、1010、1110)と実質的に同じである。鉗子(1210)は、ハウジング(1220)と、把持領域(1252)を有する一对の枝部(1242、1246)と、音響アセンブリ(1260)と、ケーブル(1262)とを備える。ハウジング(1220)は、ハウジング(1220)の周りに巻き付く枝部(1242、1246)からずらされており、かつ枝部(1242、1246)にしっかりと固定されていてもよい。枝部(42)と同様に、枝部(1242)は、足部(1244)と超音波ブレード(1266)との間の間隙を維持するように弾性的に付勢され得るが、組織パッドを有する足部(1244)を超音波ブレード(1266)に向けて押し込むように屈曲可能である。鉗子(10)の枝部(42、46)及び音響アセンブリ(60)と同様に、枝部(1242、1246)及び音響アセンブリ(1260)は、屈曲又は湾曲されている。しかしながら、枝部(42、46)及び音響アセンブリ(60)とは異なり、枝部(1242

、 1 2 4 6) 及び音響アセンブリ (1 2 6 0) は 2 つの屈曲部又は湾曲部を有している。加えて、各枝部 (1 2 4 2、 1 2 4 6) がハウジングに別々に固定される代わりに、各枝部 (1 2 4 2、 1 2 4 6) はハウジング (1 2 2 0) の周囲に湾曲して、他方に一体的につながっている。当然ながら、上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子 (1 2 1 0) の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。明確にするために、導波管シースは図 4 2 ~ 図 4 5 から省略されていることも理解されたい。鉗子 (1 2 1 0) のいくつかの変形形態は、音響アセンブリ (1 2 6 0) の導波管の周囲にシースを有してもよい (例えば、導波管を保護するため及び / 又は手術者の手に対して遮音するため)。

【 0 0 7 1 】

図 4 6 は、別の例示的な代替的超音波鉗子 (1 3 1 0) を示す。鉗子 (1 3 1 0) は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子 (1 0、 8 1 0、 9 1 0、 1 0 1 0、 1 1 1 0、 1 2 1 0) と実質的に同じである。鉗子 (1 3 1 0) は、ハウジング (1 3 2 0) と、枝部 (1 3 4 2) と、音響アセンブリ (1 3 6 0) と、ケーブル (図示せず) とを備える。枝部 (1 3 4 2) は把持機構 (1 3 5 2) を有している。枝部 (4 2) と同様に、枝部 (1 3 4 2) は、パッド (1 3 4 3) とブレード (1 3 6 6) との間の間隙を維持するように弾性的に付勢されるが、パッド (1 3 4 3) をブレード (1 3 6 6) に向けて押し込むように屈曲可能である。前出の鉗子 (1 0、 8 1 0、 9 1 0、 1 0 1 0、 1 1 1 0、 1 2 1 0) とは異なり、鉗子 (1 3 1 0) は、単一枝部 (1 3 4 2) を有しており、音響アセンブリ (1 3 6 0) が第 2 の枝部 (1 3 4 6) の機能を果たす。音響アセンブリ (1 3 6 0) は、湾曲部及び / 又は屈曲部を有することなく遠位に延びている。更に、ハウジング (1 3 2 0) は、枝部 (1 3 4 2) を音響アセンブリ (1 3 6 0) に接続しない。その代りに、音響アセンブリ (1 3 6 0) はカラー (1 3 6 1) を有しており、このカラー (1 3 6 1) は、枝部 (1 3 4 2) を音響アセンブリ (1 3 6 0) に固定するための構造を提供する。枝部 (1 3 4 0) は、溶接、接着剤結合、機械的締結、又は同様のものなどの任意の好適な手段によって、カラー (1 3 6 1) にしっかりと固定され得る。

【 0 0 7 2 】

いくつかの変形形態では、ブレード (1 3 6 6) は、非円形断面輪郭を有する。これに加えて又は代替的に、ブレード (1 3 6 6) は、非対称である断面輪郭を有してもよい。いずれの種類の変形形態でも、カラー (1 3 6 1) は、音響アセンブリ (1 3 6 0) の長手方向軸線を中心に回転可能であってもよく、それによって、枝部 (1 3 4 2) 及びパッド (1 3 4 3) の、音響アセンブリ (1 3 6 0) の長手方向軸線を中心に軌道運動がもたらされる。そのような選択的軌道位置決めにより、パッド (1 3 4 3) がブレード (1 3 6 6) の異なる幾何的特徴に向かって (例えば、ブレードの平坦面に向かって、ブレードの鋭い刃に向かってなど) 駆動されるのを可能にすることができる。したがって、異なる操作モード (例えば、機械的切断では鋭い刃、超音波切断又は組織封止では平坦面など) に対応して、ブレード (1 3 6 6) に対するパッド (1 3 4 3) の異なる軌道方向付けを提供するように、カラー (1 3 6 1) を回転させることができる。上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子 (1 3 1 0) の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【 0 0 7 3 】

図 4 7 は、別の例示的な代替的超音波鉗子 (1 4 1 0) を示す。鉗子 (1 4 1 0) は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子 (1 0、 8 1 0、 9 1 0、 1 0 1 0、 1 1 1 0、 1 2 1 0、 1 3 1 0) と実質的に同じである。鉗子 (1 4 1 0) は、ハウジング (1 4 2 0) と、枝部 (1 4 4 2、 1 4 4 6) と、音響アセンブリ (1 4 6 0) と、ケーブル (1 4 6 2) とを備える。鉗子 (1 3 1 0) と同様に、は、鉗子 (1 4 1 0) は単一枝部 (1 4 4 2) を有しており、音響アセンブリ (1 4 6 0) が能動的枝部 (1 4 4 6) の機能を果たす。枝部 (1 4 4 2) は把持機構 (1 4 5 2) を有している。枝部 (1 4 4 2、 1 4 4 6) 及び音響アセンブリ (1 4 6 0) は共に、ハウジ

ング(1420)にしっかりと固定され、ハウジング(1420)から遠位に延びている。枝部(1442)は、足部(1444)と超音波ブレード(1466)との間の間隙を維持するように弾性的に付勢されるが、組織パッドを有する足部(1444)を超音波ブレード(1466)に向けて押し込むように屈曲可能である。トランスデューサ(図示せず)は、ハウジング(1420)と一体化されて、音響アセンブリ(1460)に超音波振動を提供することができる。当然ながら、上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子(1410)の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0074】

図48A及び図48Bは、別の例示的な代替的超音波鉗子(1510)を示す。鉗子(1510)は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する鉗子(10、810、910、1010、1110、1210、1310、1410)と実質的に同じである。鉗子(1510)は、ハウジング(1520)と、把持領域(1552)を有する一対の枝部(1542、1546)と、音響アセンブリ(1560)と、ケーブル(1562)とを備える。鉗子(1410)のハウジング(1420)と同様に、ハウジング(1510)は、ハウジング(1520)にしっかりと固定され、かつそこから遠位に延びる枝部(1542、1546)と音響アセンブリ(1560)とを有する。更にハウジング(1420)と同様に、ハウジング(1520)は、その中に組み込まれたトランスデューサ(1580)を有する。しかしながら、鉗子(1410)とは異なり、鉗子(1510)は2つの枝部(1542、1546)を備える。枝部(1542)は、足部(1544)と超音波ブレード(1566)との間の間隙を維持するように弾性的に付勢されるが、組織パッドを有する足部(1544)を超音波ブレード(1566)に向けて押し込むように屈曲可能である。もう一方の枝部(1546)は、超音波ブレード(1566)に向かって弧を描き、波節又は音響的に隔離された機構において超音波ブレード(1566)と接触するように構成され、これにより、枝部(1546)及び音響アセンブリは一体型ユニットを形成する。図48Bで最も良く分かるように、一方の枝部(1542)は、ハウジング(1520)から選択的に除去されるように構成され得る。鉗子(1510)は、上述した動作状態を選択的に切り替えるために使用可能なボタン(1521)を更に備える。当然ながら、上述した様々な実施例の要素を組み込んだ鉗子(1510)の他の実施例は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【0075】

図49～図54は、枝部(1640)の例示的な代替セットを示す。枝部(1640)は、以下に記載する一部の例外を除いて、同様の要素及び機能性を有する枝部(42、46)と実質的に同じである。枝部(1640)は、受動的枝部(1642)と能動的枝部(1646)とを有して示されている。受動的枝部(42)とは異なり、受動的枝部(1642)の遠位端(1643)は、異なる組織パッド(1645、1645)が能動的枝部(1646)に面することができるように、受動的枝部(1642)の長手方向軸線を中心に選択的に回転するように構成されている。具体的には、この実施例では、受動的枝部(42)の遠位端(1643)は、実質的に平らな組織パッド(1645)と、実質的に三角形の組織パッド(1647)とを有している。三角形の組織パッド(1647)は、比較的狭い接触平面(1650)を有する。平らな組織パッド(1645)は、超音波ブレード(1649)の直径よりも大きい断面高さを有し、接触平面(1650)は、超音波ブレード(1649)の直径よりも小さい断面高さを有する。いくつかの変形形態では、接触平面(1650)の断面高さは、超音波ブレード(1649)の直径の約1/2である。

【0076】

図50A～図50Bでは、受動的枝部(1646)の遠位端(1643)は、平らな組織パッド(1645)が能動的枝部(1646)の超音波ブレード(1649)に面するように配向されている。図50Aでは、平らな組織パッド(1645)と、能動的枝部(1646)の超音波ブレード(1649)との間の間隙の中に組織が受容され得るように

、受動的枝部（１６４２）は能動的枝部（１６４６）から離間している。図５０Ｂでは、受動的枝部（１６４２）は能動的枝部（１６４６）に向かって駆動され、その結果、平らな組織パッド（１６４５）と、能動的枝部（１６４６）の超音波ブレード（１６４９）との間で組織が圧縮されることになる。場合によっては、これにより、組織の封止及び／又は組織の比較的遅い切断がもたらされ得る。図５０Ｃ～図５０Ｄでは、受動的枝部（１６４６）の遠位端（１６４３）は、三角形の組織パッド（１６４７）が能動的枝部（１６４６）の超音波ブレード（１６４９）に面するように配向されている。図５０Ｃでは、三角形の組織パッド（１６４７）と、能動的枝部（１６４６）の超音波ブレード（１６４９）との間の間隙の中に組織が受容され得るように、受動的枝部（１６４２）は能動的枝部（１６４６）から離間している。図５０Ｄでは、受動的枝部（１６４２）は能動的枝部（１６４６）に向かって駆動され、その結果、三角形の組織パッド（１６４７）と、能動的枝部（１６４６）の超音波ブレード（１６４９）との間で組織が圧縮されることになる。場合によっては、これにより、組織の比較的速い切断がもたらされ得る。接触平面（１６５０）の表面積は、平らな組織パッド（１６４５）の表面積に比べて小さいので、平らな組織パッド（１６４５）よりも高度に組織を圧縮することができる。三角形の組織パッド（１６４７）は、能動的枝部（１６４６）の超音波ブレード（１６４９）を超音波で作動させることなく、組織を機械的に切断してもよいことも分かる。

【００７７】

図５１～図５４は、上述した組織パッド（１６４５、１６４７）の幾何形状に加えて及び／又はそれに代えて使用可能である様々な代替の例示的な端部の幾何形状（１７４３、１８４３、１９４３、２０４３）を示す。具体的には、図５１は、円形の断面輪郭を有する端部の幾何形状（１７４３）を示す。図５２は、六角形の断面輪郭を有する端部の幾何形状（１８４３）を示す。図５３は、三角形の断面輪郭を有する端部の幾何形状（１９４３）を示す。図５４は、一連の隆起部によって離隔された一連の平坦部を有する端部の幾何形状（２０４３）を示す。これら端部の幾何形状（１７４３、１８４３、１９４３、２０４３）のいずれも、受動的枝部（１６４２）の遠位端の１つ又は２つ以上の組織パッドに組み込むことが可能であることを理解されたい。必ずしも受動的枝部（１６４２）に端部の幾何形状（１７４３、１８４３、１９４３、２０４３）を設ける必要はないことも理解されたい。実際に、能動的枝部（１６４６）が、上述した端部の幾何形状（１６４５、１６４７、１８４３、１９４３、２０４３）のいずれかを備えていてもよい。受動的枝部（１６４２）のある組織接触区域がある幾何形状を有することができ、受動的枝部（１６４２）の別の組織接触区域が別の幾何形状を有することができるよう、受動的枝部（１６４２）の端部の幾何形状は、受動的枝部（１６４２）の長さに沿って異なってもよいことも理解されたい。様々な好適な構成及び順列は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【００７８】

図５５は、能動的枝部（２１４６）の長手方向軸線を中心に回転可能である遠位端（２１４３）を備えた能動的枝部（２１４６）を有する例示的な代替的枝部（２１４０）を示す。この回転可能性は、受動的枝部（２１４２）の組織パッド（２１４１）にさらされる幾何形状に選択的変動性をもたらすことができる。換言すれば、手術者は、遠位端（２１４３）と組織パッド（２１４１）との間に組織を係合するために、特定の幾何構成を選択することができる。能動的枝部（２１４６）は、前出の代替的な端部幾何形状（１６４３、１７４３、１８４３、１９４３、２０４３）のいずれを組み込んでもよいことを理解されたい。上述した様々な実施例の構成要素を組み込んだ枝部（１６４０、２１４０）の他の構成は、本明細書の教示を考慮することで当業者には明らかであろう。

【００７９】

場合によっては、器具は、鉗子（１３１０）の特徴と、枝部（１６４２）の特徴及び／又は枝部（２１４６）の特徴との組み合わせを提供する。例えば、１つの例示的な器具は、受動的枝部のブレード（１３６６）の長手方向軸線を中心とした軌道運動を、受動的枝部（１６４２）の遠位端（１６４３）の、受動的枝部（１６４２）の長手方向軸線を中心

10

20

30

40

50

とした回転可能性と組み合わせて提供してもよい。これは、特にブレード（１３６６）及び遠位端（１６４３）の両方が、それぞれ非対称の断面輪郭を有している場合に、その間に組織を押し付けることができる幾何形状の組み合わせに更なるバリエーションをもたらすことができる。別に単に例示的な実施例として、器具は、受動的枝部の、ブレード（１３６６）の長手方向軸線を中心とした軌道運動を、能動的枝部（２１４６）の遠位端（２１４３）の、能動的枝部（２１４６）の長手方向軸線を中心とした回転可能性と組み合わせて提供してもよい。更に別の単なる例示的な実施例として、器具は、受動的枝部（１６４２）の遠位端（１６４３）の、受動的枝部（１６４２）の長手方向軸線を中心とした回転可能性と、能動的枝部（２１４６）の遠位端（２１４３）の、能動的枝部（２１４６）の長手方向軸線を中心とした回転可能性との組み合わせを提供してもよい。他の好適な組み合わせは、本明細書の教示を考慮すれば当業者には明らかとなる。

10

【００８０】

IV. その他

本明細書に記載された器具のいずれの変形形態も、本明細書で上述されるものに加えて、又はそれらの代わりに、様々な他の特徴を含んでもよいことを理解されたい。あくまで一例として、本明細書で説明された器具のどれもが、参照により本明細書に組み込まれる様々な参考文献のいずれかで開示される様々な特徴の１つ以上を含むこともできる。本明細書の教示は、本明細書の引用文献のいずれかの教示と多数の方法で容易に組み合わせ得るため、本明細書の教示は、本明細書の他の引用文献のいずれかに記載される器具のいずれにも容易に適用され得ることを理解されたい。本明細書の教示が援用され得る他の種類の器械が、当業者には明らかとなろう。

20

【００８１】

参照により本明細書に組み込まれると述べられた任意の特許、公報、又は他の開示資料は、部分的にあるいは全体的に、その組み込まれた資料が既存の定義、記載内容、又は本開示に示した他の開示資料と矛盾しない範囲で本明細書に組み込まれることを理解されたい。このように、そして必要な範囲で、本明細書に明示的に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込まれるいずれの矛盾する文献にも優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれるものとされるが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾するあらゆる文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ組み込まれるものとする。

30

【００８２】

上述した機器の変更例は、医療専門家によって行われる従来の治療及び手術での用途だけでなく、ロボット支援された治療及び手術での用途も有することができる。例示的なものに過ぎないが、本明細書の様々な教示は、ロボットによる外科用システム、例えば *Intuitive Surgical, Inc.* (Sunnyvale, California) による *DAVINCI* (商標) システムに容易に組み込まれ得る。同様に、当業者には明らかとなることであるが、本明細書の様々な教示は、その開示内容が参照により本明細書に組み込まれる 2004 年 8 月 31 日公開の米国特許第 6,783,524 号、名称「超音波焼灼及び切断器具を持つロボット手術ツール (Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument)」の様々な教示と容易に組み合わせられ得る。

40

【００８３】

上記に述べた各変形形態は、１回の使用後に廃棄されるように設計されてもよく、又は複数回使用されるような設計としてもよい。一方の場合、又は両方の場合で、各形態は、少なくとも１回の使用後に再利用のために再調整を行うことができる。かかる再調整には、機器の分解工程、それに続く特定の部品の洗浄又は交換工程、並びにその後の再組み立て工程の任意の組み合わせが含まれ得る。特に、機器の特定の形態は分解することができ、また、装置の任意の数の特定の部材又は部品を、任意の組み合わせで選択的に交換するか取り外してもよい。特定の部品の洗浄及び／又は交換に際して、機器の特定の形態を、再調整用の施設において、又は手術の直前に使用者により再組み立てしてその後の使用に

50

供することができる。当業者であれば、機器の再調整において、分解、洗浄／交換、及び再組み立てのための様々な技術を使用できる点は認識するであろう。かかる技術の使用、及びその結果として得られる再調整された機器は、全て本出願の範囲内にある。

【0084】

一例に過ぎないが、本明細書に記載される各形態は、手術の前及び／又は後で滅菌されてもよい。1つの滅菌法では、機器をプラスチック製又はT Y V E K製のバックなどの閉鎖かつ密封された容器に入れる。次いで、容器及び機器を、 γ 線、X線、又は高エネルギー電子線などの、容器を透過する放射線場に置くことができる。かかる放射線は、機器の表面及び容器内の細菌を死滅させることができる。この後、滅菌された機器を、後の使用のために、滅菌容器中で保管することができる。機器はまた、これらに限定されるものではないが、 β 線若しくは γ 線、エチレンオキシド、又は水蒸気を含む、当該技術分野では周知の他の任意の技術を使用して滅菌することもできる。

10

【0085】

以上、本発明の様々な実施形態を図示及び説明したが、本発明の範囲から逸脱することなく、当業者による好適な改変により、本明細書に記載される方法及びシステムの更なる適合化を実現することができる。そのような可能な改変のいくつかについて述べたが、その他の改変も当業者には明らかであろう。例えば、上記で検討した例、実施形態、幾何形状、材料、寸法、比率、工程などは例示的なものであって必須のものではない。したがって、本発明の範囲は以下の特許請求の範囲において考慮されるべきものであり、本明細書及び図面において図示し説明した構造及び動作の細部に限定されないものとして理解される。

20

【0086】

〔実施の態様〕

(1) (a)ハウジングと、

(b)前記ハウジングによって支持される音響アセンブリであって、

(i)超音波振動を生じさせるように構成されたトランスデューサ、

(i i)前記トランスデューサから延び、前記トランスデューサに音響的に結合されている、導波管、及び

(i i i)前記導波管の遠位端から延びる超音波ブレード、を備える、音響アセンブリと、

30

(c)把持機構を備え、前記ハウジングに対して固定され、前記導波管に対して移動するように構成された第1の枝部であって、前記第1の枝部の遠位端は、前記導波管に対する前記第1の枝部の動きに応じて前記超音波ブレードに向かって移動するように構成されており、前記トランスデューサは、前記把持機構の近位に位置付けられている、第1の枝部と、を備える、手術器具。

(2) 第2の枝部を更に備え、前記第2の枝部が、前記ハウジングに対して固定され、前記第2の枝部が、前記ハウジングから遠位に延びている、実施態様1に記載の手術器具。

(3) 前記第2の枝部が遠位端を備え、前記遠位端が、前記導波管を受容するように構成されている、実施態様2に記載の手術器具。

40

(4) 前記導波管が、少なくとも1つの屈曲部分を有する、実施態様1に記載の手術器具。

(5) 前記音響アセンブリが導波管シースを更に備え、前記導波管が、前記導波管シースに滑り込んで、前記少なくとも1つの屈曲部分を収容するように構成されている、実施態様4に記載の手術器具。

【0087】

(6) 前記第1の枝部の前記遠位端が円筒形のシースを備え、前記シースが前記第1の枝部の前記遠位端の周りで伸縮するように構成されている、実施態様1に記載の手術器具。

(7) 前記ハウジングが枝部受容チャネルを備え、前記枝部受容チャネルが前記第1の

50

枝部の近位端を受容するように構成されている、実施態様 1 に記載の手術器具。

(8) 前記枝部受容チャンネルが弾性的に付勢される係止部材を備え、前記弾性的に付勢される係止部材が、前記第 1 の枝部を前記ハウジングの前記枝部受容チャンネル内に選択的に固定するように構成されている、実施態様 7 に記載の手術器具。

(9) 前記トランスデューサが、超音波振動を前記導波管に向けて方向付けるように構成されたホーンを備える、実施態様 1 に記載の手術器具。

(10) 前記トランスデューサの前記ホーンがフランジ部分を備え、前記ハウジングが前記フランジ部分を固定するように構成されている、実施態様 9 に記載の手術器具。

【 0088 】

(11) 前記ホーンの前記フランジ部分が複数の平坦部を備え、前記ハウジングが、前記フランジ部分の前記複数の平坦部に対応する複数の平坦部を備えている、実施態様 10 に記載の手術器具。

10

(12) 前記ホーンの前記フランジ部分が、前記トランスデューサにより発生する超音波振動の波長の約 3 % ~ 約 8 % である長手方向厚さを有する、実施態様 11 に記載の手術器具。

(13) 高周波コネクタを更に備え、前記高周波コネクタが前記第 1 の枝部と連通しており、前記高周波コネクタが、高周波エネルギーを前記第 1 の枝部に伝達するように構成されている、実施態様 1 に記載の手術器具。

(14) 前記高周波コネクタ及び前記第 1 の枝部が、前記ハウジングからユニットとして一緒に取り外し可能であるように、前記高周波コネクタが前記第 1 の枝部と一体である、実施態様 13 に記載の手術器具。

20

(15) 前記第 1 の枝部が長手方向軸線を画定し、前記第 1 の枝部が第 1 の部分と第 2 の部分とを更に有し、前記第 2 の部分が、前記長手方向軸線を中心に前記第 1 の部分に対して回転可能である、実施態様 1 に記載の手術器具。

【 0089 】

(16) 前記超音波ブレードが長手方向軸線を画定し、前記第 1 の枝部が、前記超音波ブレードの前記長手方向軸線の周りで軌道を描く (orbital)、実施態様 1 に記載の手術器具。

(17) (a) 第 1 の枝部受容チャンネルとトランスデューサ受容部分とを有するハウジングと、

30

(b) トランスデューサであって、

(i) 超音波振動を生じさせるように動作可能な少なくとも 1 つの圧電素子と、

(i i) 前記ハウジングの前記トランスデューサ受容部分にしっかり固定されるフランジ部分と、を含む、トランスデューサと、

(c) 近位端と遠位端とを有し、超音波振動を前記近位端から前記遠位端まで伝達するように構成され、前記トランスデューサと連通している、導波管と、

(d) 前記導波管の遠位端と連通し、圧電ディスクから前記導波管を通して伝達される超音波振動に応じて振動するように構成されている、超音波ブレードと、

(e) 第 1 の枝部であって、前記第 1 の枝部の一部は、前記ハウジングの前記枝部受容チャンネルに固定され、前記第 1 の枝部は前記ハウジングから遠位に延び、前記第 1 の枝部は、前記超音波ブレードに向かって前記ハウジングに対して移動するように構成されている、第 1 の枝部と、を備える、手術器具。

40

(18) 前記フランジ部分が複数の平坦部を備え、前記ハウジングの前記トランスデューサ受容部分が、前記トランスデューサの回転運動を制限するために、前記平坦部と接触するように構成されている、実施態様 17 に記載の手術器具。

(19) 前記導波管が第 1 の屈曲部と第 2 の屈曲部とを備え、前記第 1 の屈曲部が前記導波管の波腹領域に位置付けられ、前記第 2 の屈曲部が前記導波管の別の波腹領域に位置付けられている、実施態様 17 に記載の手術器具。

(20) (a) ハウジングと、

(b) 前記ハウジングに対して固定され、超音波振動を生じさせるように構成されてい

50

る、音響アセンブリと、

(c) 前記音響アセンブリと連通している超音波ブレードと、

(d) 第1の枝部であって、前記第1の枝部が前記音響アセンブリの長手方向軸線の周りで選択的に軌道運動するように構成されるように、前記第1の枝部が前記音響アセンブリに対して回転可能に固定され、前記第1の枝部が、前記音響アセンブリに対して移動して、前記第1の枝部を前記超音波ブレードに向かって押圧するように更に構成されている、第1の枝部と、を備える、手術器具。

【図1】

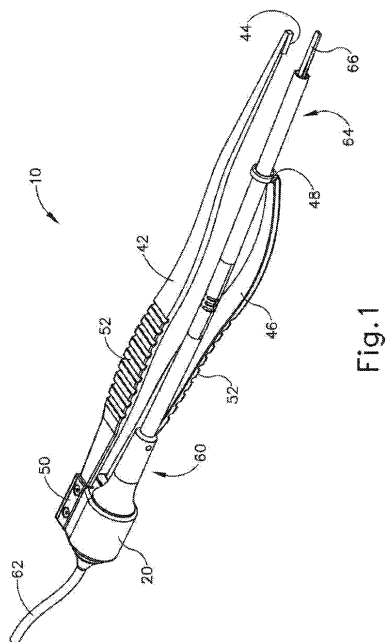


Fig.1

【図2】

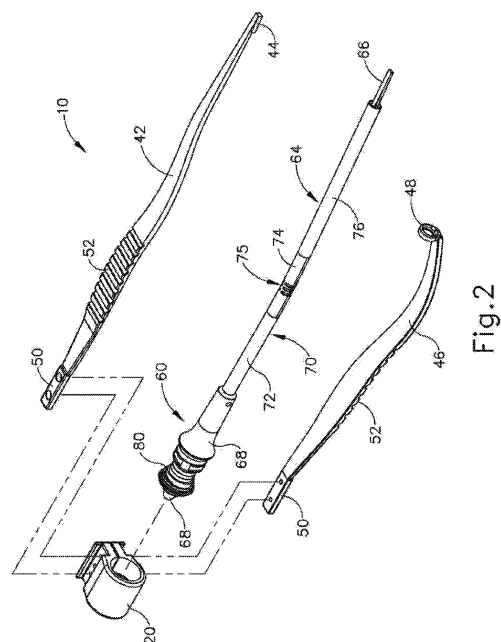


Fig.2

【図 3 A】

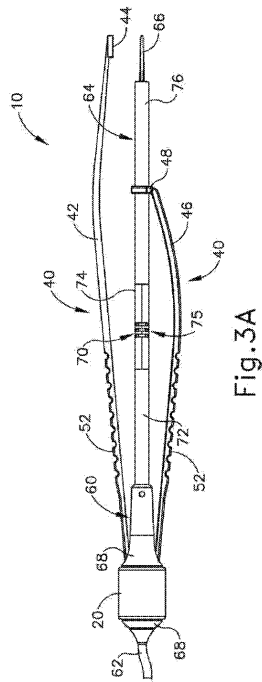


Fig.3A

【図 3 B】

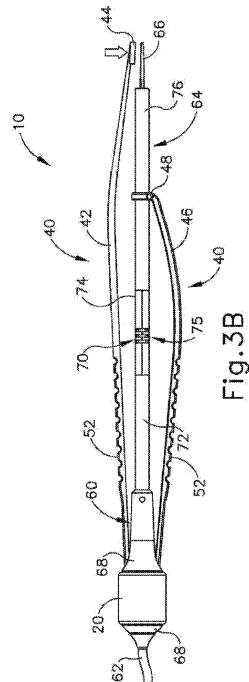


Fig.3B

【図 4】

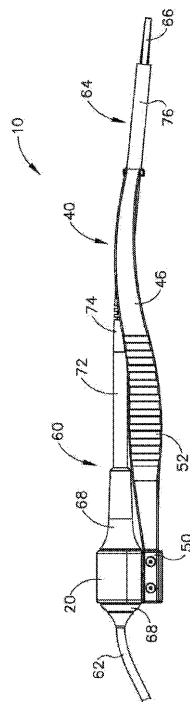


Fig.4

【図 5】

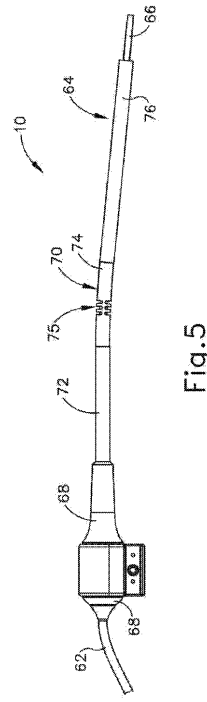


Fig.5

【図 6】

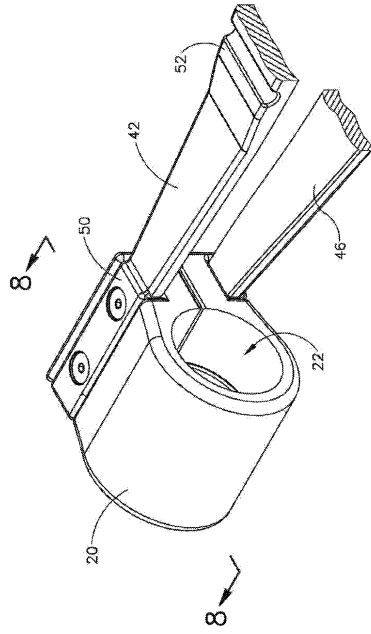


Fig. 6

【図 7】

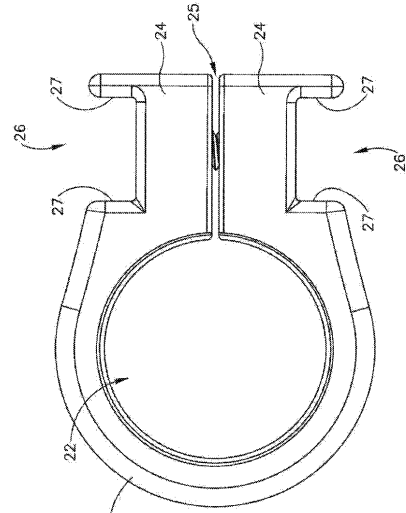


Fig. 7

【図 8】

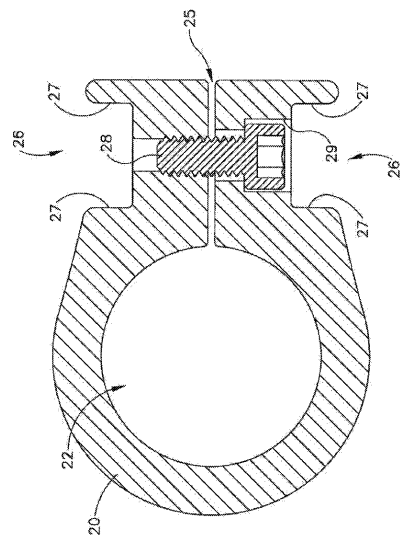


Fig. 8

【図 9】

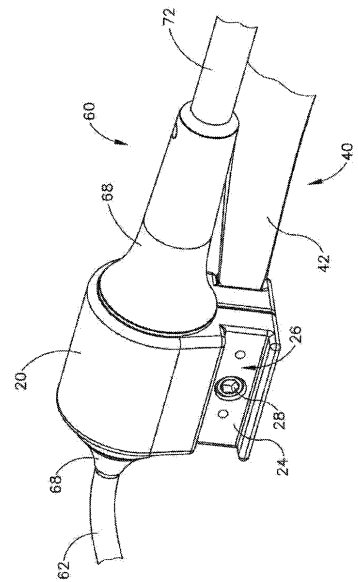


Fig. 9

【図 10】

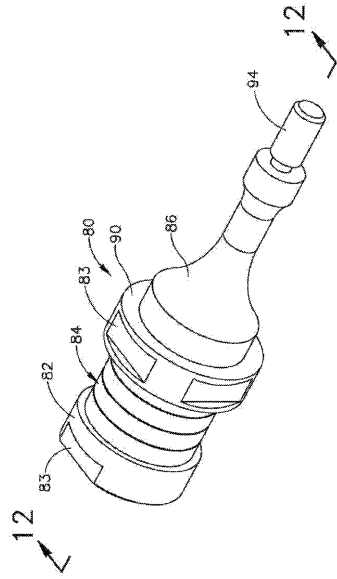


Fig.10

【図 11】

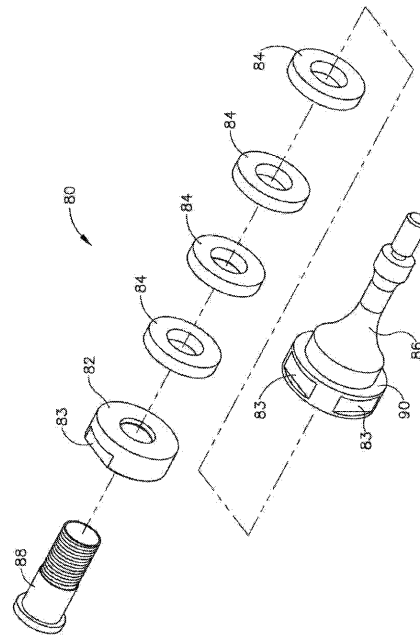


Fig.11

【図 12】

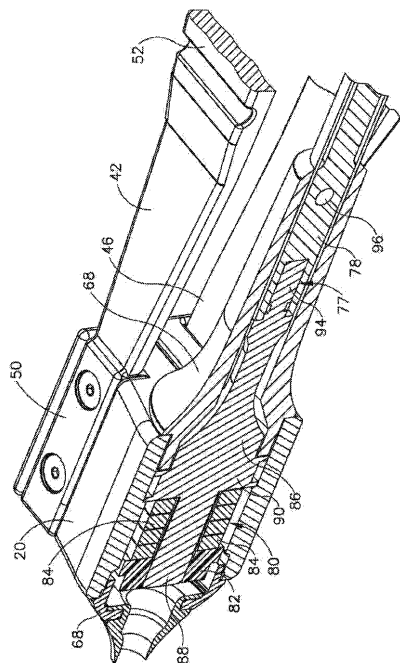


Fig.12

【図 13】

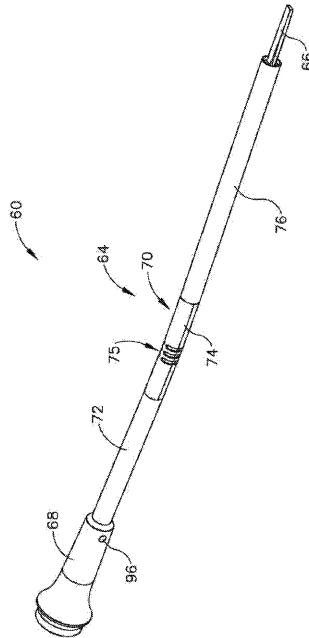


Fig.13

【図14】

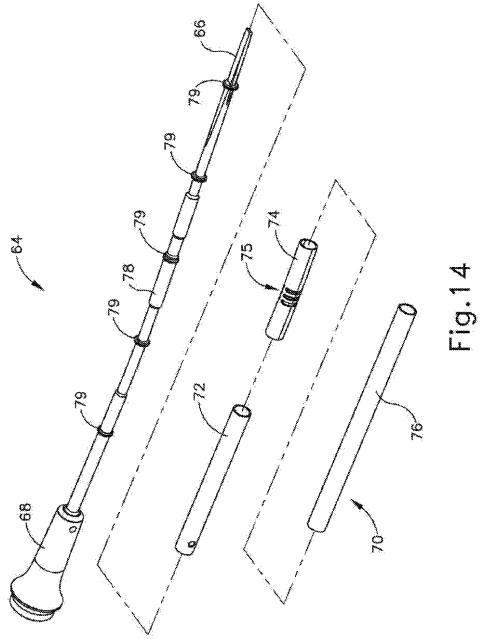


Fig.14

【図15】

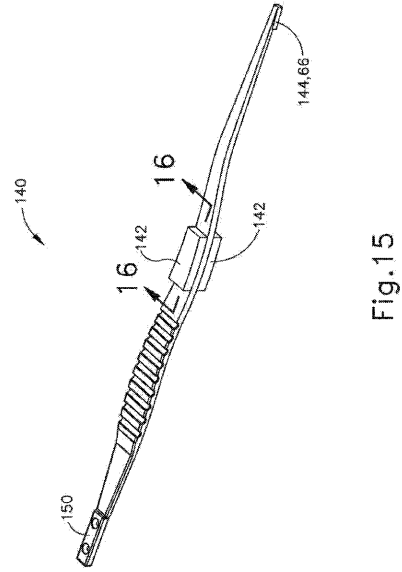


Fig.15

【図16A】

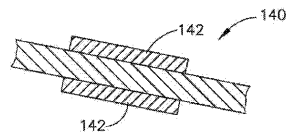


Fig.16A

【図16B】

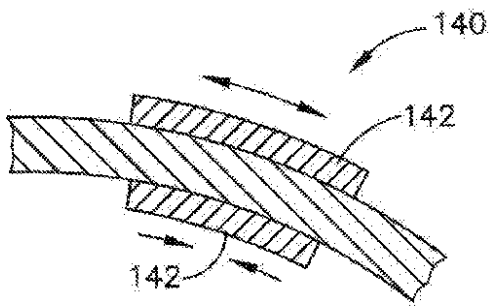


Fig.16B

【図16C】

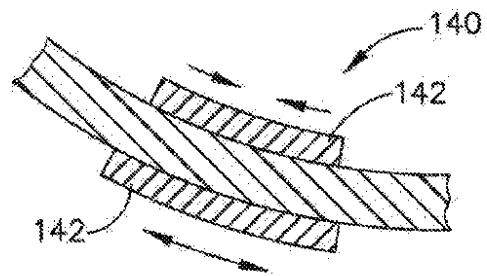


Fig.16C

【図 17】

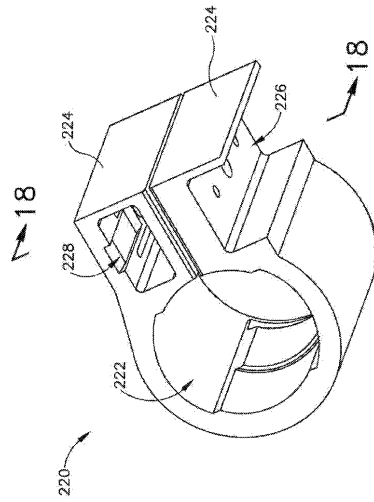


Fig.17

【図 18】

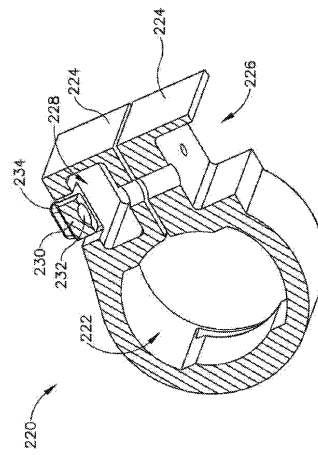


Fig.18

【図 19】

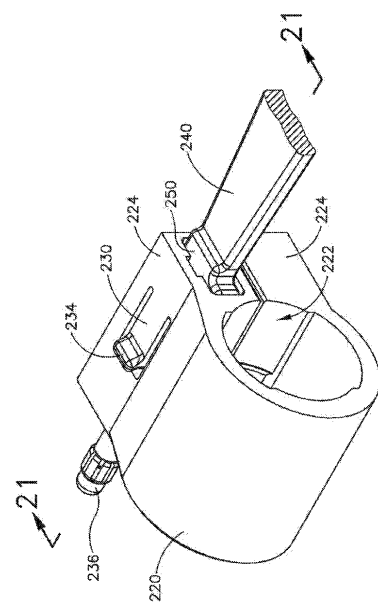


Fig.19

【図 20】

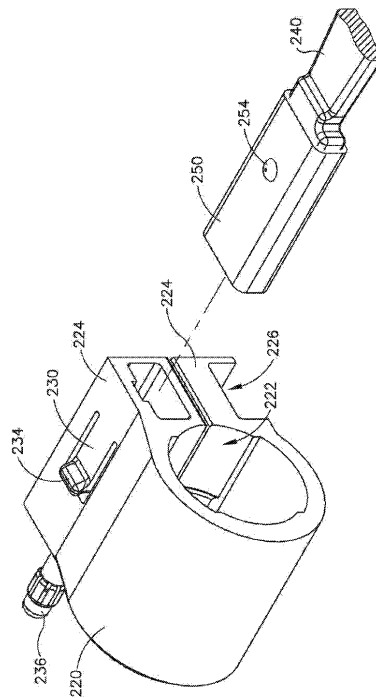


Fig.20

【図 2 1】

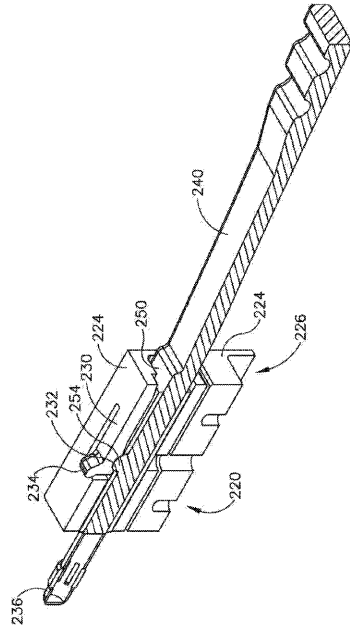


Fig. 21

【図 2 2】

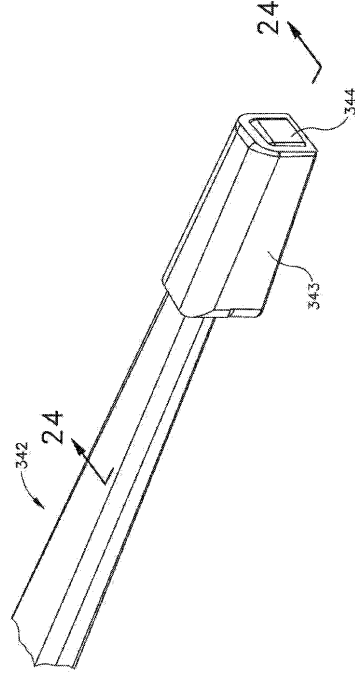


Fig. 22

【図 2 3】

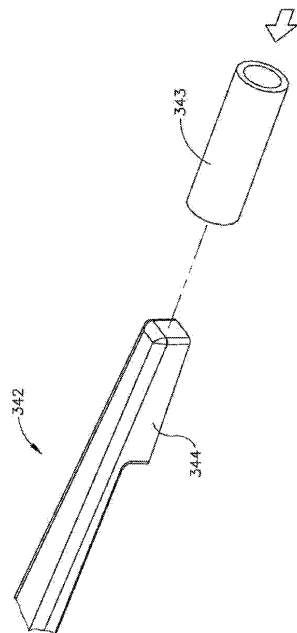


Fig. 23

【図 2 4】

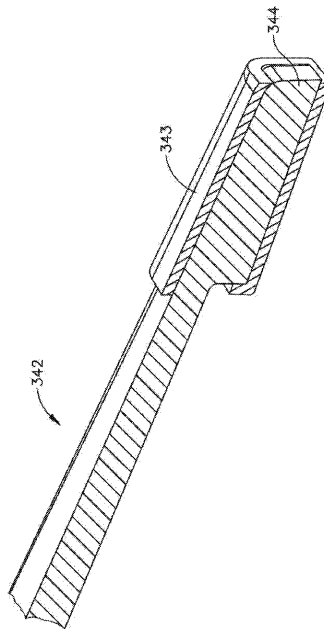


Fig. 24

【図 25】

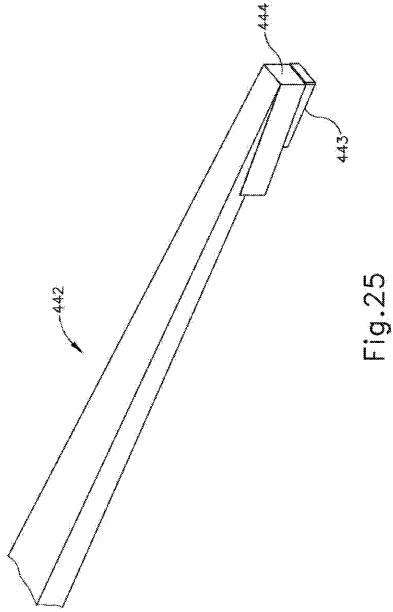


Fig.25

【図 26】

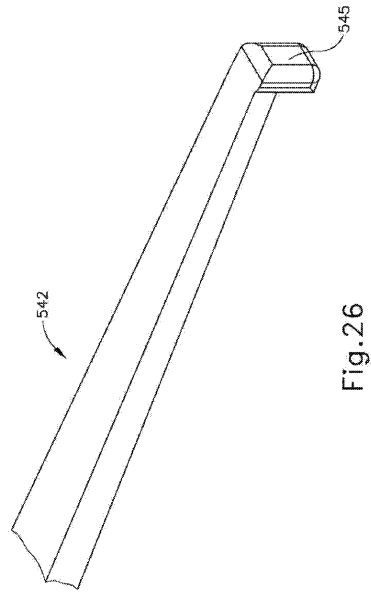


Fig.26

【図 27】

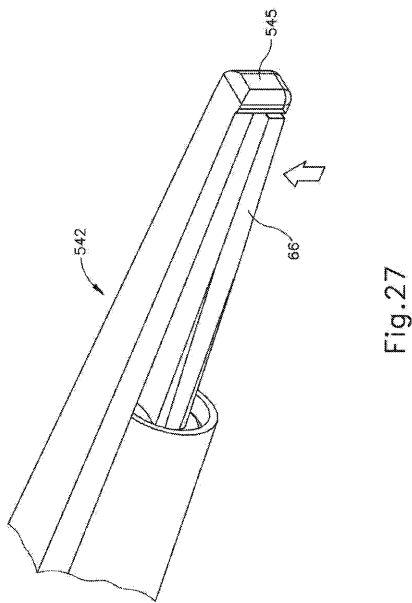


Fig.27

【図 28】

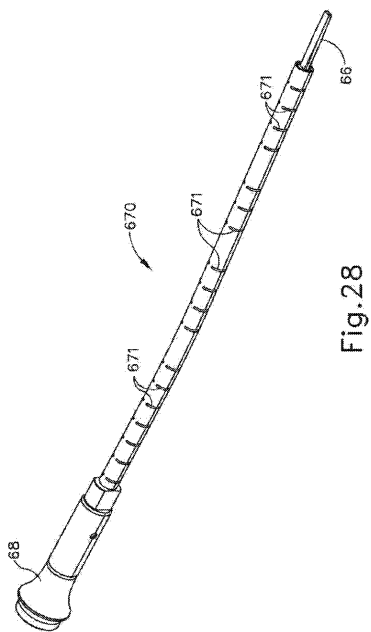


Fig.28

【図29】

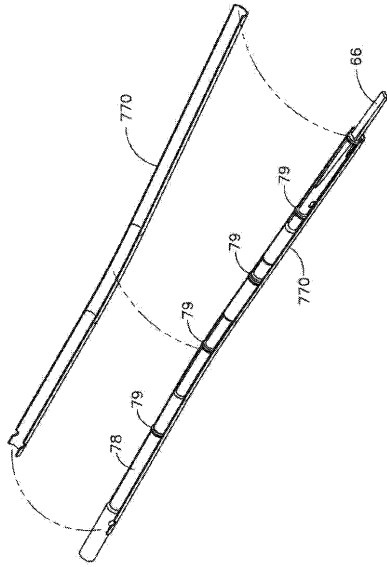


Fig.29

【図30】

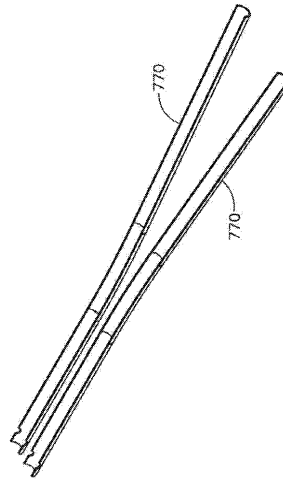


Fig.30

【図31】

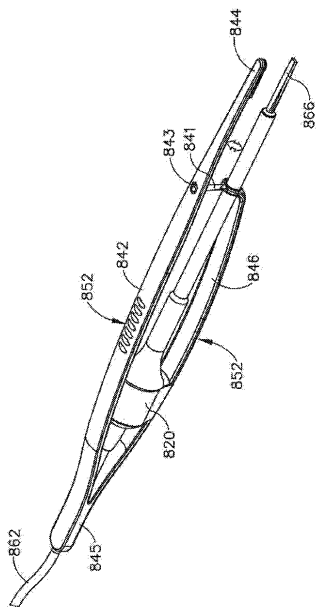


Fig.31

【図32】

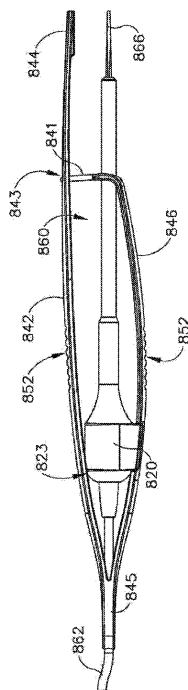
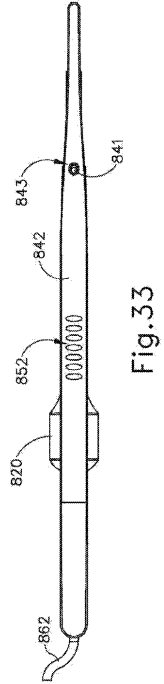
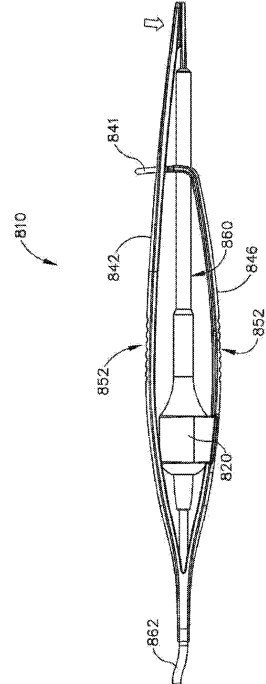


Fig.32

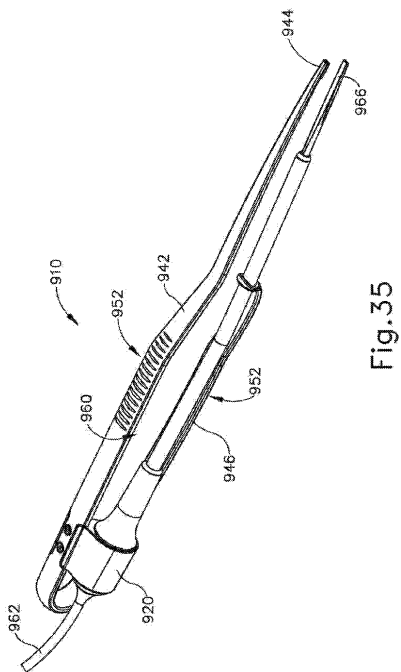
【図 3 3】



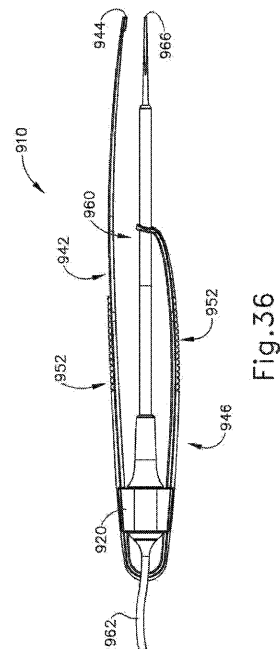
【図 3 4】



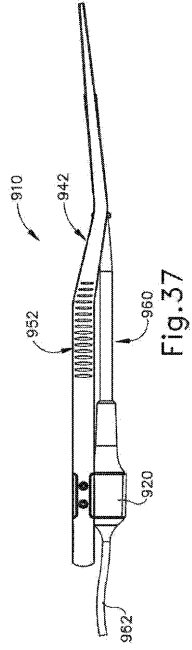
【図 3 5】



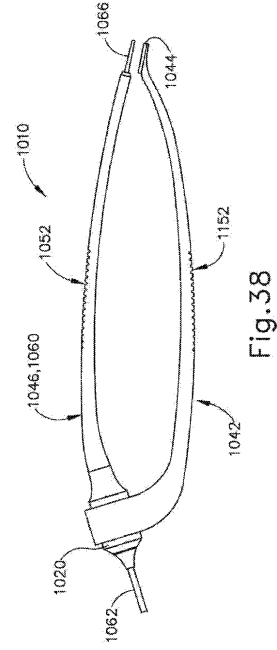
【図 3 6】



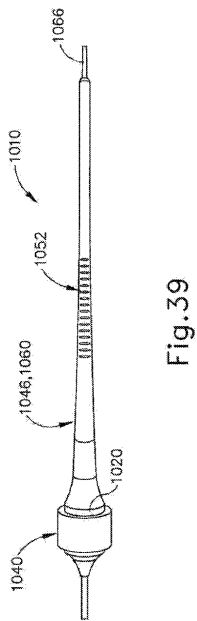
【図 37】



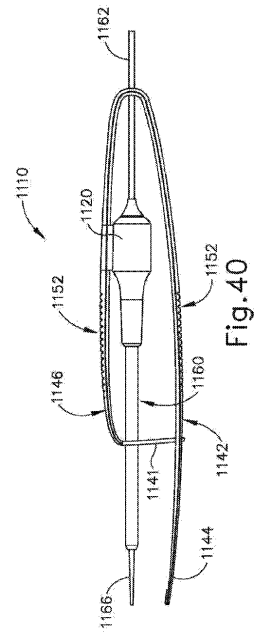
【図 38】



【図 39】



【図 40】



【図 4 1】

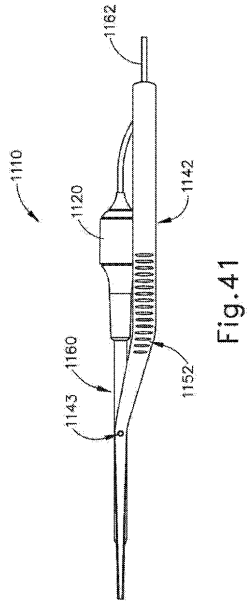


Fig. 41

【図 4 2】

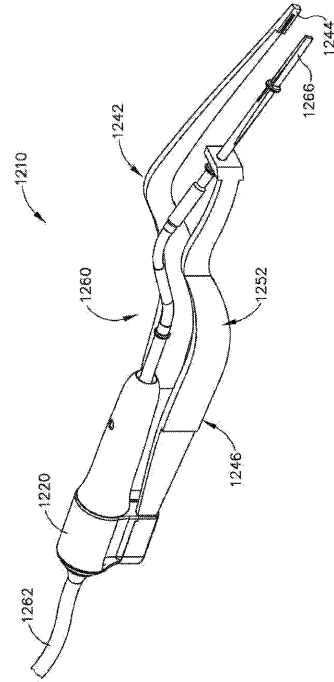


Fig. 42

【図 4 3】

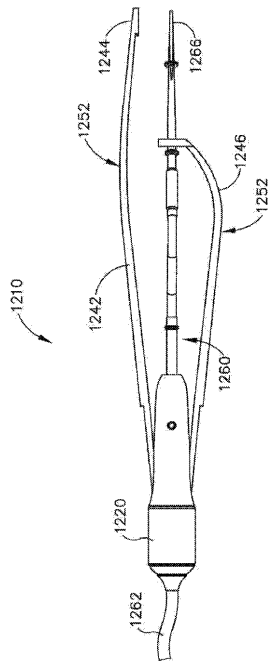


Fig. 43

【図 4 4】

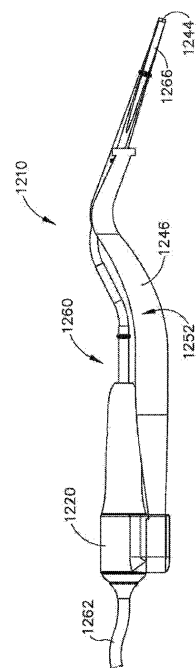


Fig. 44

【図 4 5】

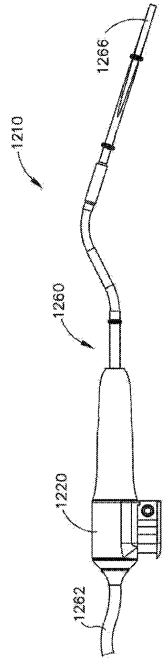


Fig. 45

【図 4 6】

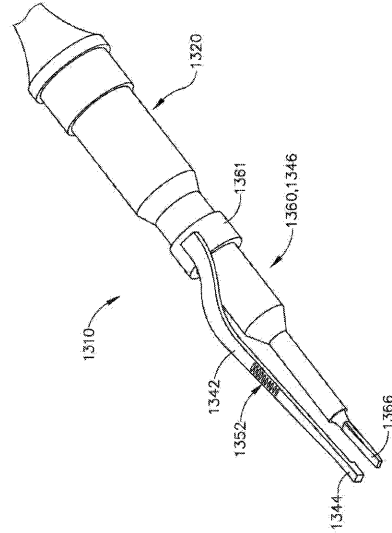


Fig. 46

【図 4 7】

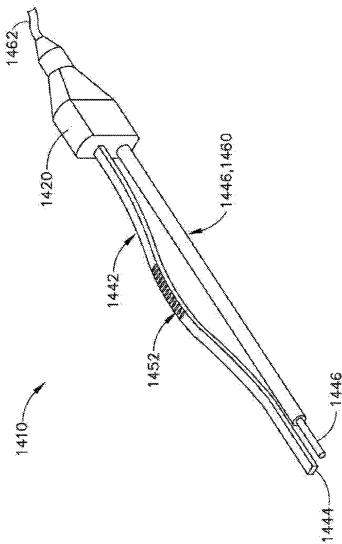


Fig. 47

【図 4 8 A】

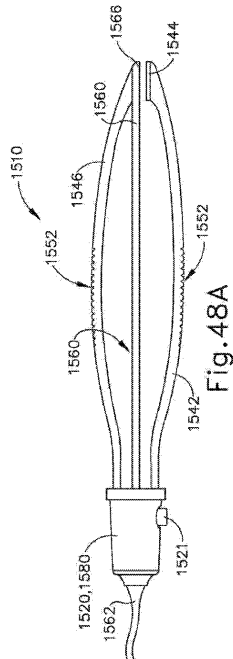


Fig. 48A

【図48B】

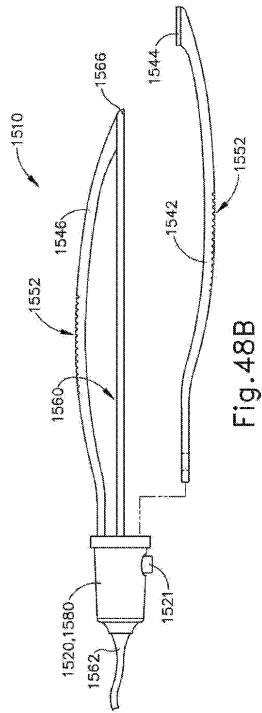


Fig. 48B

【図49】

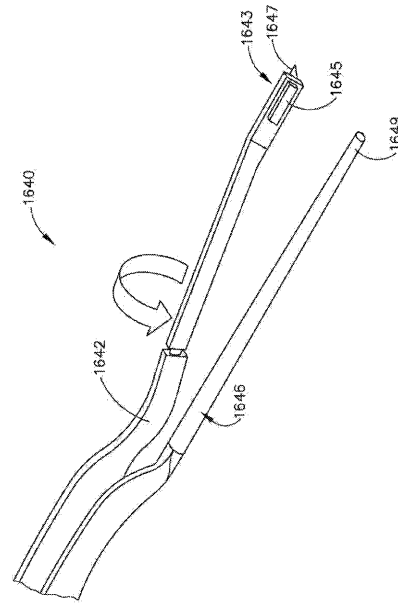


Fig. 49

【図50A】

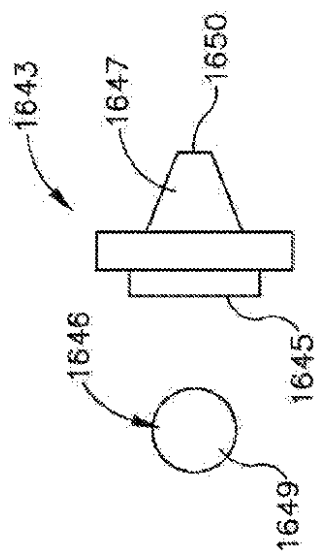


Fig. 50A

【図50B】

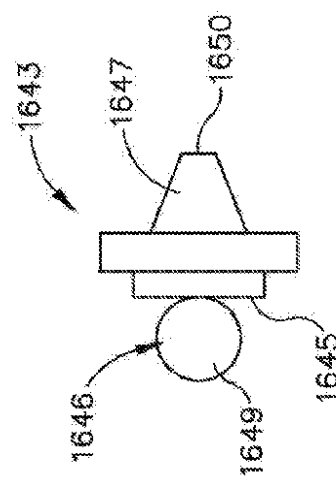


Fig. 50B

【図50C】

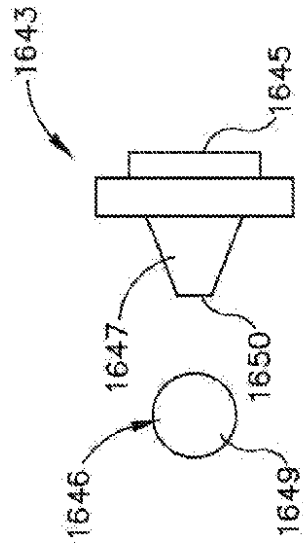


Fig. 50C

【図50D】

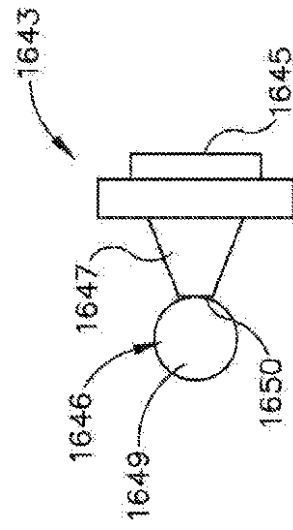


Fig. 50D

【図51】



Fig. 51

【図53】



Fig. 53

【図52】



Fig. 52

【図54】

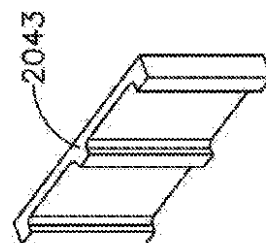


Fig. 54

【 図 5 5 】

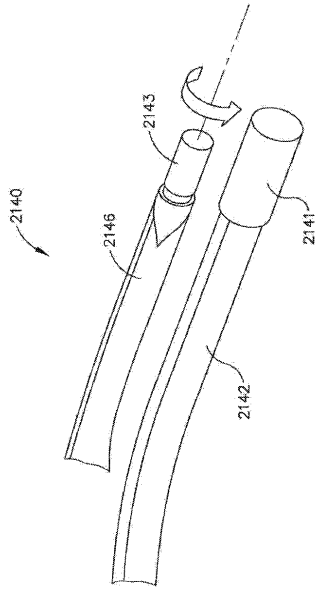


Fig.55

フロントページの続き

- (74)代理人 100088605
弁理士 加藤 公延
- (74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文
- (72)発明者 シュテューレン・フォスター・ビー
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ブリッジウォーター・コート 6245
- (72)発明者 ランピング・マイケル・アール
アメリカ合衆国、45231 オハイオ州、シンシナティ、プレイタイム・レーン 9770
- (72)発明者 キンボール・コリー・ジー
アメリカ合衆国、45013 オハイオ州、ハミルトン、レイハイ・ロード 3795
- (72)発明者 ストークス・マイケル・ジェイ
アメリカ合衆国、45244 オハイオ州、シンシナティ、スリーピー・ホロウ・レーン 8
- (72)発明者 ヘンリー・エムロン・ジェイ
アメリカ合衆国、98023 ワシントン州、シアトル、エイトス・アベニュー・エヌイー 10
317

審査官 中村 一雄

- (56)参考文献 米国特許第07223267(US, B2)
米国特許出願公開第2004/0064151(US, A1)
特開2002-065689(JP, A)
特開2001-104326(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0122592(US, A1)
特開2000-254135(JP, A)
特開平03-280945(JP, A)
米国特許第05810805(US, A)
米国特許出願公開第2012/0289957(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/32
A61B 18/12

专利名称(译)	超音波钳子		
公开(公告)号	JP6542253B2	公开(公告)日	2019-07-10
申请号	JP2016558582	申请日	2015-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司 爱惜康内镜外科，LLC		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi有限责任公司		
[标]发明人	シュテューレンフォスタービー ランピングマイケルアール キンボールコリージー ストークスマイケルジェイ ヘンリーエムロンジェイ		
发明人	シュテューレン・フォスター・ビー ランピング・マイケル・アール キンボール・コリー・ジー ストークス・マイケル・ジェイ ヘンリー・エムロン・ジェイ		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/285 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B18/14 A61B2017/0046 A61B2017/00473 A61B2017/2825 A61B2018/00172 A61B2018/00178 A61B2018/0019 A61B2018/00202 A61B2018/00339 A61B2018/00434 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/00952 A61B2018/1405 A61B2018/1457 A61B2018/1462 A61F7/00 A61F2007/0054 A61B18/1442 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00994		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B18/12		
审查员(译)	中村和夫		
优先权	14/222943 2014-03-24 US		
其他公开文献	JP2017515526A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波钳包括壳体，声学组件和叉齿。壳体将声学组件和尖齿连接到钳子并允许尖齿相对于声学组件枢转。声学组件包括换能器，波导和超声刀，以及波导鞘。换能器配置成产生超声波振动，将超声波振动引导到波导。波导将超声波振动向远端传递到超声波刀片。超声波叶片被配置为响应于换能器产生的超声波振动而振动。当叉齿相对于换能器枢转时，叉齿构造朝向超声刀片移动。可以在尖齿和超声刀之间抓住组织。当换能器产生的超声波振动使超声波刀片振动时，组织可能变性，从而导致组织被切割和/或密封。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6542253号 (P6542253)	
(45) 発行日 令和1年7月10日 (2019. 7. 10)		(24) 登録日 令和1年6月21日 (2019. 6. 21)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/32 (2006. 01) A 6 1 B 18/12 (2006. 01)		F I A 6 1 B 17/32 5 1 0 A 6 1 B 18/12			
		請求項の数 18 (全 45 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-558582 (P2016-558582)		(73) 特許権者 517076008 エシコン エルエルシー Ethicon LLC アメリカ合衆国、プエルトリコ自治連 邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ ライレス・インダストリアル・パーク、ス トリート・シー ナンバー475、スイ ト 401 #475 Street C, Suit e 401, Los Frailes Industrial Park, Gu aynabo, Puerto Rico 00969, United Stat es of America			
(86) (22) 出願日 平成27年3月11日 (2015. 3. 11)		最終頁に続く			
(65) 公表番号 特表2017-515526 (P2017-515526A)					
(43) 公表日 平成29年6月15日 (2017. 6. 15)					
(86) 国際出願番号 PCT/US2015/019891					
(87) 国際公開番号 W02015/148121					
(87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)		最終頁に続く			
(87) 審査請求日 平成30年3月9日 (2018. 3. 9)					
(31) 優先権主張番号 14/222, 943					
(32) 優先日 平成26年3月24日 (2014. 3. 24)					
(33) 優先権主張国 米国 (US)					
(54) 【発明の名称】 超音波钳子					