

(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2018-522629

(P2018-522629A)

(43) 公表日 平成30年8月16日(2018.8.16)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2017-564892 (P2017-564892)	(71) 出願人	517076008
(86) (22) 出願日	平成28年6月6日 (2016.6.6)		エシコン エルエルシー
(85) 翻訳文提出日	平成30年1月30日 (2018.1.30)		Ethicon LLC
(86) 国際出願番号	PCT/US2016/035958		アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
(87) 国際公開番号	W02016/204997		邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ
(87) 国際公開日	平成28年12月22日 (2016.12.22)		ライレス・インダストリアル・パーク、ス
(31) 優先権主張番号	14/739,792		トリート・シー ナンバー475、スイ
(32) 優先日	平成27年6月15日 (2015.6.15)		ト 401
(33) 優先権主張国	米国 (US)		#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】 組織を切断及び凝固するための機器及び方法

(57) 【要約】

細長いシース（14）と超音波ブレード（12）とを含む、組織を切り取り、凝固するための手術器具（10）が提供される。一実施形態では、超音波ブレード（12）は、ブレード（12）に対するシース（14）の移動が、それらの間での組織の切断及び／又は凝固をもたらすように、シース（14）内に位置付けられる。別の実施形態では、超音波ブレード（12）は、シース（14）に対するブレード（12）の移動が、それらの間での組織の切断及び／又は凝固をもたらすように、シース（14）内に位置付けられる。ブレード（12）及びシース（14）の遠位端の寸法及び形状は、切り取られ、かつ／又は身体から除去される組織の寸法及び形状を決定する。

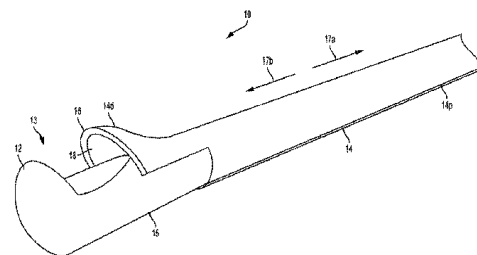


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を切断及び凝固するための機器であって、

組織を切断及び封止するように構成され、かつ、近位端と遠位端とを有する超音波ブレードであって、前記超音波ブレードの前記遠位端は、前記遠位端の近位に、組織と係合するための表面を備えている、超音波ブレードと、

細長いシースであって、前記超音波ブレードを覆って延在するように構成され、かつ前記細長いシースが前記超音波ブレードの近位部分を覆って位置付けられる第 1 の位置と、前記細長いシースが前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面に向かって遠位に移動し、それによって組織が前記細長いシースと前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面の間で切断され得る、第 2 の位置との間で前記超音波ブレードに対して移動可能である、細長いシースと、を備える、機器。

10

【請求項 2】

前記細長いシースの遠位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている、請求項 1 に記載の機器。

【請求項 3】

前記超音波ブレードの前記遠位端の前記形状と、前記細長いシースの前記遠位端とが、前記切断された組織の位置に空洞を画定する、請求項 2 に記載の機器。

【請求項 4】

前記超音波ブレードの前記近位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端に少なくとも 1 つの超音波周波数の機械的エネルギーを送達するための励起機構と通信している、請求項 1 に記載の機器。

20

【請求項 5】

前記細長いシースの近位端が、前記シースを前記第 1 の位置と前記第 2 の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている、請求項 1 に記載の機器。

【請求項 6】

吸引機構を更に備え、前記吸引機構は、前記吸引機構の遠位端が、前記超音波ブレードと前記シースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、前記シース内に位置付けられ、かつ前記シースの前記遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である、請求項 1 に記載の機器。

30

【請求項 7】

前記吸引機構が、切断及び除去されている前記組織の実質的に周囲に位置する領域を灌注するように構成されている、請求項 6 に記載の機器。

【請求項 8】

前記吸引機構の前記遠位端が、前記シースの前記遠位端と前記超音波ブレードの前記遠位端との間に位置付けられている、請求項 6 に記載の機器。

【請求項 9】

組織を切断及び凝固するための機器であって、

近位端と遠位端とを有する細長いシースであって、前記細長いシースの前記遠位端は、アンビルを形成するように、前記遠位端の近位に実質的に平らな表面を備える、細長いシースと、

40

組織を切断及び封止するように構成され、かつ前記細長いシース内に位置付けられた超音波ブレードであって、前記超音波ブレードは、前記超音波ブレードが前記細長いシースの前記遠位端からある距離に位置付けられる第 1 の位置と、前記シースが前記超音波ブレードの前記遠位端に向かって近位に移動し、それによって組織が前記細長いシースと前記超音波ブレードの前記遠位端との間で切断され得る第 2 の位置との間で前記細長いシースに対して移動可能である、超音波ブレードと、を備える、機器。

【請求項 10】

前記超音波ブレードの遠位端が、前記アンビルを形成する前記細長いシースの前記遠位端の前記表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている、請求項 9 に

50

記載の機器。

【請求項 1 1】

前記超音波ブレードの前記遠位端の前記形状と、前記細長いシースの前記遠位端とが、前記切断された組織の位置に空洞を作り出す、請求項 1 0 に記載の機器。

【請求項 1 2】

前記超音波ブレードの近位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端にエネルギーを送達するための励起機構と通信している、請求項 9 に記載の機器。

【請求項 1 3】

前記超音波ブレードの近位端が、前記ブレードを前記第 1 の位置と前記第 2 の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている、請求項 9 に記載の機器。

10

【請求項 1 4】

吸引機構を更に備え、前記吸引機構は、前記吸引機構の遠位端が、前記超音波ブレードと前記シースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、前記シース内に位置付けられ、かつ前記シースの前記遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である、請求項 9 に記載の機器。

【請求項 1 5】

前記吸引機構が、切断及び除去されている前記組織の実質的に周囲に位置する領域を灌注するように構成されている、請求項 1 4 に記載の機器。

【請求項 1 6】

前記吸引機構の前記遠位端が、前記シースの前記遠位端と前記超音波ブレードの前記遠位端との間に位置付けられている、請求項 1 4 に記載の機器。

20

【請求項 1 7】

組織を切断及び凝固するための機器であって、
超音波ブレードと、

開口を画定する細長いシースであって、前記超音波ブレードは前記開口内に位置付けられ、前記細長いシースは、前記シースの遠位端と前記超音波ブレードとの間に間隙を画定して、前記間隙内に標的組織を受容する第 1 の位置と、前記細長いシースが、前記標的組織を前記細長いシースと前記超音波ブレードとの間に把持するように、前記超音波ブレードに向かって近位に移動可能である第 2 の位置との間で、前記超音波ブレードに対して遠位に移動可能である、細長いシースと、

30

前記シースと機械的に連結されて前記シースに軸方向運動を加える、ハンドルアセンブリと、を備える、機器。

【請求項 1 8】

前記超音波ブレードが、前記標的組織に係合するための曲面を備える、請求項 1 7 に記載の機器。

【請求項 1 9】

前記超音波ブレードの遠位端が、前記シースの遠位端を越えて遠位に延在している、請求項 1 7 に記載の機器。

【請求項 2 0】

前記シースの遠位端が、前記超音波ブレードの遠位端を越えて遠位に延在している、請求項 1 7 に記載の機器。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

概要

本発明の本実施形態は、手術器具に関し、様々な状況において、組織を切断及び凝固するための手術用切り取り器具に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

50

本開示は、概して超音波器具を含む手術器具に関する。超音波メスなどの超音波手術器具が、それらの類まれな性能特性のために外科的手技における多くの用途で用いられている。超音波手術器具は、開腹手術における使用、ロボット支援手技を含む腹腔鏡又は内視鏡外科手術に合わせて構成することができる。

【0003】

様々な手術器具は、身体から除去される組織を切り取り、かつ封止するために、エネルギーを使用する。これらの器具の一部は、組織の中に把持するための、様々なジョー又は他の剪断要素を備えている。組織を切り取り、かつ凝固することができるように、エネルギーが組織に印加され得る。

【0004】

組織除去部位の出血を最小限に抑えること、及び除去される組織の寸法及び組織除去によって身体内に残される空隙の寸法を制御する能力を有することが望ましい場合がある。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態では、組織を切断及び凝固するための機器が提供される。機器は、組織を切断及び封止するように構成され、かつ、近位端と遠位端とを有する超音波ブレードであって、超音波ブレードの遠位端は、遠位端の近位に、組織と係合するための表面を備えている、超音波ブレードと、細長いシースであって、超音波ブレードを覆って延在するように構成され、かつ細長いシースが超音波ブレードの近位部分を覆って位置付けられる第1の位置と、細長いシースが超音波ブレードの遠位端の表面に向かって遠位に移動し、それによって組織が細長いシースと超音波ブレードの遠位端の表面の間で切断され得る、第2の位置との間で超音波ブレードに対して移動可能である、細長いシースと、を備える。

【0006】

別の実施形態では、細長いシースの遠位端は、超音波ブレードの遠位端の表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている。

【0007】

別の実施形態では、超音波ブレードの遠位端の形状と、細長いシースの遠位端とが、切断された組織の位置に空洞を画定する。

【0008】

別の実施形態では、超音波ブレードの近位端は、超音波ブレードの遠位端に少なくとも1つの超音波周波数の機械的エネルギーを送達するための励起機構と通信している。

【0009】

別の実施形態では、細長いシースの近位端は、シースを第1の位置と第2の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている。

【0010】

別の実施形態では、機器は、吸引機構を更に備え、吸引機構は、超音波ブレードとシースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、シース内に位置付けられ、かつシースの遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である。

【0011】

別の実施形態では、吸引機構は、切断及び除去されている組織の実質的に周囲に位置する領域を灌注するように構成されている。

【0012】

別の実施形態では、吸引機構の遠位端は、シースの遠位端と超音波ブレードの遠位端との間に位置付けられる。

【0013】

一実施形態では、組織を切断及び凝固するための機器が提供される。機器は、近位端と遠位端とを有する細長いシースであって、細長いシースの遠位端は、アンビルを形成するように、遠位端の近位に実質的に平らな表面を備える、細長いシースと、組織を切断及び封止するように構成され、かつ細長いシース内に位置付けられた超音波ブレードであって

10

20

30

40

50

、超音波ブレードは、超音波ブレードが細長いシースの遠位端からある距離に位置付けられる第1の位置と、シースが超音波ブレードの遠位端に向かって近位に移動し、それによって組織が細長いシースと超音波ブレードの遠位端との間で切断され得る第2の位置との間で細長いシースに対して移動可能である、超音波ブレードと、を備える。

【0014】

別の実施形態では、超音波ブレードの遠位端は、アンビルを形成する細長いシースの遠位端の表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている。

【0015】

別の実施形態では、超音波ブレードの遠位端の形状と、細長いシースの遠位端とが、切断された組織の位置に空洞を作り出す。

【0016】

別の実施形態では、超音波ブレードの近位端は、超音波ブレードの遠位端にエネルギーを送達するための励起機構と通信している。

【0017】

別の実施形態では、超音波ブレードの近位端は、ブレードを第1の位置と第2の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている。

【0018】

別の実施形態では、機器は、吸引機構を更に備え、吸引機構は、超音波ブレードとシースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、シース内に位置付けられ、かつシースの遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である。

【0019】

別の実施形態では、吸引機構は、切断及び除去されている組織の実質的に周囲に位置する領域を灌注するように構成されている。

【0020】

別の実施形態では、吸引機構の遠位端は、シースの遠位端と超音波ブレードの遠位端との間に位置付けられる。

【0021】

一実施形態では、組織を切断及び凝固するための機器が提供される。機器は、超音波ブレードと、開口を画定する細長いシースであって、超音波ブレードは開口内に位置付けられ、細長いシースは、シースの遠位端と超音波ブレードとの間に間隙を画定して、間隙内に標的組織を受容する第1の位置と、細長いシースが、標的組織を細長いシースと超音波ブレードとの間に把持するように、超音波ブレードに向かって近位に移動可能である第2の位置との間で、超音波ブレードに対して遠位に移動可能である、細長いシースと、シースと機械的に連結されてシースに軸方向運動を加える、ハンドルアセンブリと、を備える。

【0022】

別の実施形態では、超音波ブレードは、標的組織に係合するための曲面を備える。

【0023】

別の実施形態では、超音波ブレードの遠位端は、シースの遠位端を越えて遠位に延在している。

【0024】

別の実施形態では、シースの遠位端は、超音波ブレードの遠位端を越えて遠位に延在している。

【図面の簡単な説明】

【0025】

本発明の様々な実施形態の特徴及び利点、並びにそれらを実現する方法は、以下の本発明の実施形態の説明を添付の図面と併せて参照することで、更に明白となり、本発明の実施形態自体が更に理解されるであろう。

【図1】一実施形態による、移動可能なシース内に位置付けられた超音波ブレードを有する手術器具の一実施形態の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 2】一実施形態による、第 1 の位置にある移動可能なシースを示す、図 1 の手術器具の側面図である。

【図 3】一実施形態による、第 2 の位置にある移動可能なシースを示す、図 1 の手術器具の側面図である。

【図 4】一実施形態による、超音波ブレードに対して移動可能であるシースを有する手術器具の別の実施形態の斜視図である。

【図 5】一実施形態による、第 1 の位置にある移動可能なシースを示す、図 4 の手術器具の側面図である。

【図 6】一実施形態による、図 5 の手術器具の断面側面図である。

【図 7】一実施形態による、第 2 の位置にある移動可能なシースを示す、図 4 の手術器具の側面図である。

【図 8】一実施形態による、図 7 の手術器具の断面側面図である。

【図 9】一実施形態による、ハンドル及びプラグと連結された図 1 又は図 4 の手術器具の斜視図である。

【図 10】一実施形態による、図 9 の手術器具の側面図である。

【図 11】一実施形態による、図 10 の手術器具の断面側面図である。

【図 12】一実施形態による、移動可能なシースが、シースが超音波ブレードに対して移動可能である第 1 の位置に位置している、ハンドルと連結された図 4 の手術器具の断面側面図である。

【図 13】一実施形態による、移動可能なシースが、シースが超音波ブレードに対して移動可能である第 2 の位置に位置している、図 13 の手術器具の断面側面図である。

【図 14】一実施形態による、移動可能なシース内に位置付けられた超音波ブレードと、吸引管と、移動可能なシースの遠位端に位置付けられたパッドとを有する手術器具の断面側面図である。

【図 15】ブレード／超音波導波管と外管との間に画定された開口部を備えた手術器具の側面図であり、一実施形態では、開口部は吸引源に連結するように構成される。

【図 16】一実施形態による、図 15 に示される器具の遠位端の切断線 16-16 に沿った断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

本明細書に記載され添付の図面に示される実施形態の全体的な構造、機能、製造、及び使用の完全な理解をもたらすように、多くの具体的詳細が示される。しかしながら、実施形態はそのような具体的な詳細なくして実施され得ることが、当業者には理解されるであろう。他の場合では、周知の動作、構成要素、及び要素は、本明細書に記載される実施形態を不明瞭にしないようにするために詳細に記載されていない。本明細書に記載及び図示される実施形態は非限定例であることが当業者には理解され、それ故、本明細書に開示される特定の構造及び機能の詳細は典型及び例示であり得ることが理解されるであろう。それらに対する変形及び変更が、特許請求の範囲から逸脱することなく行われ得る。

【0027】

本明細書を通じて、「様々な実施形態 (various embodiments)」、「いくつかの実施形態 (some embodiments)」、「一実施形態 (one embodiment)」、又は「ある実施形態 (an embodiment)」等は、その実施形態と関連して述べられる特定の特徵、構造、又は特性が、少なくとも 1 つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書の全体を通して各所で、「様々な実施形態において (in various embodiments)」、「いくつかの実施形態において (in some embodiments)」、「一実施形態において (in one embodiment)」、又は「ある実施形態において (in an embodiment)」などの語句が出現するが、これらは必ずしも全てが同じ実施形態を指すわけではない。更に、特定の特徵、構造、又は特性を、1 つ又は 2 つ以上の実施形態において任意の好適な方法で組み合わせることもできる。かくして、一実施形態に関して図示又は説明される特定の特徵、構造、又は特性は、無制限に 1 つ若しくは 2 つ以上の他の実施形態の特徵、構造、又は特性と全て

10

20

30

40

50

、あるいは、部分的に組み合わせてもよい。更に、簡潔にするため、また明確にするために、例えば、「垂直」、「水平」、「上」、及び「下」などの空間に関する用語は、本明細書において、図示した実施形態を基準にして使用され得ることが理解されよう。しかしながら、これらの用語は、読者を補助するために使用され、制限かつ絶対的であることを意図しない。

【0028】

様々な実施形態において、本明細書に記載される装置は、改善された超音波鉗子を有する手術器具である。組織を並置するためにアンビルがブレードに向かって軸方向に移動する間、超音波ブレードは静止したままである。この特定の実施形態では、エンドエフェクタは、超音波ブレードと、このブレードの遠位端に合致するアンビルとを含み、これら2つの構成要素が互いに対して軸方向運動で並進するときに、これらの間に組織をもたらす。標的組織がエンドエフェクタ内に並置されたときに、超音波ブレードが起動される。超音波ブレードが起動することによって、標的組織が焼灼及び切り開かれる。装置は、超音波トランスデューサと、コードレスの場合にはエネルギー源と、エネルギー源が装置内がない場合にはコードとを備える。しかしながら、実施形態は、この文脈に限定されない。

10

【0029】

別の実施形態では、標的組織の切り取り完了後に当該組織を除去するために、標的組織に吸引が施される。

【0030】

別の実施形態では、組織に効果を及ぼすために、単極性エネルギー及び／又はRFエネルギーが遠位端に印加される。

20

【0031】

開示される実施形態の利点には、例えば、耳鼻咽喉科（ENT）手技などの外科的手技中の出血量の低減が含まれる。具体的には、ポリープの除去又は下鼻甲介の縮小である。いくつかある外科的手技の中でも特に、耳、鼻、及び喉に関する現在の外科的手技において、身体のこうした領域内のポリープ又は他の組織を除去する場合に、過剰な量の出血が生じる。

【0032】

図1～図3は、一実施形態による、組織を切断及び凝固するための手術用切り取り凝固器具10を示す。図示の実施形態では、器具10は、細長いシース14内に位置付けられた超音波ブレード12を備えている。シース14は、遠位端14dと、ハンドルに連結するように構成された近位端14pとを含み、ハンドルは、医師によって把持、操作、及び作動されるように構成されている。シース14は、シース14がブレード12の近位部分を覆って位置付けられる第1の近位位置と、ブレード12とシース14の遠位端14dとの間の間隙13内に位置付けられた組織がそれらの間で切断されるようにシース14が方向17bに遠位に移動した第2の位置との間で、超音波ブレード12に対して移動可能である。組織が切断された後、シース14を方向17aに近位に後退させる。

30

【0033】

装置の細長いシース14は、多様な形態を有することができ、意図される使用に応じて可撓性であっても剛性であってもよい。一実施形態では、シース14は比較的剛性である。他の実施形態では、シース14の少なくとも一部は、挿通が可能となるように、半可撓性又は可撓性であってもよい。つまり、内視鏡外科手術、腹腔鏡（laparoscopic）外科手術、又は開腹外科手術において体腔内に挿入されるように、器具10を適合させることができる。シース14は、シース14を身体に挿入してその経路内を移動させるのを可能にするのに十分な特性を有する様々な生体適合性材料から作製され得ることを、当業者は理解するであろう。シース14はまた、シース14の近位端を身体の外部に残した状態で、その遠位端を身体内に位置付けることができるように、細長い長さも有することができる。以下により詳細に論じられるように、シース14の内腔は、外科的手技の間に使用するための他の器具又は流体を器具10に通すためにも使用されることも可能である。

40

【0034】

50

シース 14 の近位端 14 p は、本明細書において図 9～図 13 に関連して後述されるハンドルアセンブリによって操作されるアクチュエータと連結されるように構成される。アクチュエータは、シース 14 を第 1 の位置と第 2 の位置との間で移動させるための作動要素などの様々な特徴部を備えることができる。アクチュエータはまた、エネルギー源からのエネルギーを、超音波ブレード 12 を通して送達できるようにするための特徴部も備えることができる。非限定的な例として、作動要素は、エネルギー源からのエネルギーの送達を作動させるように構成されたボタン、スイッチ、ノブ、又は他の部材であってもよい。ハンドル上に配設される作動要素の代わりに、作動要素は、フットペダルなどの他の場所に位置していてもよいことを当業者は理解するであろう。エネルギー源は、ハンドル内に配置された電池などの内部エネルギー源であってもよく、又は、ハンドルは、外部エネルギー源と連結されるように適合されてもよい。超音波導波管 15 が配設され、シース 14 から分離される。超音波ブレード 12 は、超音波導波管 15 の遠位端に配設される。超音波導波管 15 の近位端は、超音波トランスデューサと音響的に連結される。ブレード 12 は、導波管 15 と一体に形成されてもよく、又は、溶接、ねじ、又はボルト機構によって導波管 15 に取り付けられてもよい。超音波導波管 15 は、シース 14 の近位端 14 p に位置付けられ、超音波トランスデューサと通信して導波管 15 の遠位端にあるブレード 12 に超音波エネルギーを送達するように構成されており、これにより、ブレード 12 とシース 14 との間に位置付けられた組織の切り取り、凝固、焼灼、評価等を行うことができるようになっている。ブレード 12 に送達される超音波エネルギーは様々な形態であり得る。例えば、エネルギーは、組織を切り取り、かつ凝固するのに十分な少なくとも 1 つの超音波周波数のエネルギーであってもよく、単極性エネルギー及び／又は RF エネルギーであってもよい。形態（例えば、超音波振動又は RF）とは関係なく、間隙 13 内に位置付けられた組織に送達されるエネルギーは、治療レベル又は治療レベル未満であり得る。

【0035】

超音波ブレード 12、及びシース 14 内に位置付けられた超音波導波管 15 はまた、様々な構造を有することができる。導波管 15 は、ブレード 12 の近位端が身体の外部に残っている状態で遠位端がシース 14 の遠位端を越えて延在するようにブレード 12 の遠位端を身体内の切断されるべき組織に位置付けることができるように、細長い長さを有する。超音波ブレード 12 は、シース 14 の管腔内に位置付けられることができるような直径を有し得る。

【0036】

ブレード 12 の遠位端の寸法及び形状が、切断される組織及び組織が切り取られ、除去された後に形成される空洞の寸法及び形状を決定する。一実施形態では、ブレード 12 の遠位端は湾曲した遠位端を有し、この湾曲した遠位端の近位は実質的に平坦である。例えば、ブレード 12 の遠位端は、アンビル及びパッドの形態であってもよい。シース 14 がブレード 12 の遠位端に向かって遠位に移動することで、組織を切り取るためのはさみ動作がシース 14 とブレード 12 の遠位端との間に作り出されるように、シース 14 の遠位端 14 d は、ブレード 12 の遠位端の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている。シース 14 の遠位端 14 d は、ブレード 12 の遠位端の形状に対応する外縁 16 を備える。外縁 16 は、シース 14 の遠位端 14 d 内に空洞 18 を形成し、これにより、組織が切断されるときに、実質的にシース 14 の遠位端 14 d の空洞 18 の寸法及び形状である空洞が、組織が切り取られ身体から除去された場所に形成されるようになっている。

【0037】

図 2 に例示した構造では、中に標的組織を受容するための間隙 13 を画定するために、シース 14 は方向 17 a に近位の後退している。標的組織が間隙 13 内に位置決めされると、図 3 に示すように、シースは方向 17 b に遠位に進み、超音波ブレード 12 の遠位端と、シース 14 の遠位端 14 d によって画定された外縁 16 との間に標的組織を把持する。

【0038】

他の実施形態では、上述したようにシース 1 4 がブレード 1 2 に対して移動可能であるのではなく、超音波ブレード 2 2 とシース 2 4 の遠位端 2 4 d との間に位置付けられた組織がこれらの間で切断されるように、超音波ブレード 2 2 がシース 2 4 に対して移動するように構成されてもよい。移動可能な超音波ブレード 2 2 は、超音波導波管を介したトランスデューサとブレード 2 2 との間の緊密な機械的音響結合を維持する移動可能な超音波トランスデューサアセンブリを必要とする。

【0039】

図 4～図 8 は、組織を切断及び凝固するための手術用切り取り凝固器具 2 0 を示す。図示の実施形態では、器具 2 0 は、細長いシース 2 4 内に位置付けられた超音波導波管 2 5 に連結された又は超音波導波管 2 5 と一体に形成された超音波ブレード 2 2 を備えている。シース 2 4 は、遠位端 2 4 d と、ハンドルに連結するように構成された近位端 2 4 p とを含み、ハンドルは、医師によって把持、操作、及び作動されるように構成されている。シース 2 4 は開口 2 1 を画定し、超音波ブレード 2 2 がその中に露出し、シース 2 4 が、方向 2 7 a に近位に及び方向 2 7 b に近位に並進することを可能にする。細長いシース 2 4 は、超音波ブレード 2 2 が細長いシース 2 4 の遠位端 2 4 d からある距離に位置付けられて間隙 2 3 を画定する第 1 の位置と、標的組織が超音波ブレード 2 2 によって切断、処理、又は評価され得るように間隙 2 3 内に位置する標的組織を把持するために、シース 2 4 が超音波ブレード 2 2 に向かって方向 2 7 a に近位に移動した第 2 の位置との間で、超音波ブレード 2 2 に対して移動可能であるように構成される。標的組織が切断、処理、又は評価された後、シース 2 4 を方向 2 7 b に遠位に進めて、更なる標的組織を受容するように間隙 2 3 を整えることができる。

【0040】

シース 2 4 の遠位端 2 4 d の寸法及び形状が、標的組織及び組織が切り取られ除去された後に形成される空洞の寸法及び形状を決定する。一実施形態では、シース 2 4 の遠位端 2 4 d は湾曲した遠位端を有し、この湾曲した遠位端の近位は実質的に平坦である。例えば、シース 2 4 の遠位端 2 4 d は、アンビル及びパッドの形態であってもよい。シース 2 4 が超音波ブレード 2 2 に向かって方向 2 7 a に近位に移動することで、標的組織を切り取るためのはさみ動作がシース 2 4 と超音波ブレード 2 2 との間に作り出されるように、超音波ブレード 2 2 の遠位端は、シース 2 4 の遠位端 2 4 d の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている。超音波ブレード 2 2 の遠位端は、シース 2 4 の遠位端 2 4 d の形状に対応する外縁 2 6 を画定し、外縁 2 6 は空洞を画定する。外縁 2 6 は、超音波ブレード 2 2 の遠位端に表面 2 8 を形成し、これにより、組織が切断されるときに、実質的に超音波ブレード 2 2 の遠位端の表面 2 8 の寸法及び形状である、シース 2 4 の遠位端 2 4 d によって画定された空洞が、標的組織が切り取られ患者の身体から除去された場所に形成されるようになっている。

【0041】

図 5 は、第 1 の位置にある移動可能なシース 2 4 を示す、図 4 の手術器具 2 0 の側面図である。シース 2 4 は、標的組織をその中に受容するための間隙 2 3 を画定するように、方向 2 7 b に遠位に移動している過程にある。

【0042】

図 6 は、図 5 の手術器具 2 0 の断面側面図である。図のように、シース 2 4 は、弾性部材 2 7 によって超音波導波管 2 5 から音響的に分離されており、弾性部材 2 7 は、導波管 2 5 の長さに沿ったノードに位置付けられている。弾性分離部材 2 7 は、あらゆる音響結合又は導波管 2 5 から外部シース 2 4 へのエネルギーの振動移動を最小限に抑えるか又は除去するために、ノードに位置している。ノードにおける機械的変位は最小化され、アンチノードにおける機械的変位は最大化されることが理解されるであろう。

【0043】

図 7 は、第 2 の位置にある移動可能なシース 2 4 を示す、図 4 の手術器具 2 0 の側面図である。標的組織が間隙 2 3 内に位置決めされると、シース 2 4 は方向 2 7 a に近位に後退し、超音波ブレード 2 2 の表面 2 8 (図 4～図 6) と、シース 2 4 の遠位端 2 4 d との

間に標的組織を把持する。

【0044】

上で説明したように、他の器具を、外科的手技中に使用するために、装置に通すことができる。一実施形態では、超音波ブレードを使用して切断された組織が、切り取り凝固器具を取り出す必要なく除去され得るように、吸引及び／又は灌注装置を、図1～図8に示す器具(instruction)と共に使用してもよい。例えば、吸引装置は、シースと超音波ブレードとの間の間隙内で吸引が生じ得るようにシースの管腔内に位置付けられてもよい。1つの例示的な実施形態では、吸引機構は、吸引機構の遠位端が超音波ブレードとシースとによって切断された組織を除去するように構成されるようにシース14、24のいずれかの内部に位置付けられかつそれらの遠位端まで延在する、細長い中空管の形態であってもよい。吸引機構はまた、組織の切断及び除去領域に効果を及ぼす追加の特徴部を備えることができる。例えば、吸引機構はまた、ブレードとシースとによって切断及び除去された組織の実質的に周囲に位置する領域に灌注することができると特徴部を備えてもよい。

10

【0045】

上で説明したように、図1～図8に関連して示した器具10、20は、シース14、24を超音波ブレード12、22に対して移動させるハンドルアセンブリと連結され得る。前述のように、図1～図8に関連して示した器具10、20は、超音波ブレード12、22をシース14、24に対して移動させるように適合され、構成されてもよい。この構造は、シース14、24ではなく、超音波トランスデューサ及び音響アセンブリが移動可能であることを必要とする。

20

【0046】

ここで図9について説明すると、同図には、ハンドル、プラグ、及び発生装置と連結された図4～図8の手術器具の斜視図が示されている。図示の実施形態では、超音波手術器具110は、内視鏡手術又は従来の開腹外科手術を含む様々な外科的手技において使用され得る。例示的な一実施形態において、超音波手術器具110は、ハンドルアセンブリ112と、細長いシャフトアセンブリ114と、超音波トランスデューサ116と、その遠位端に超音波ブレード22を有する超音波導波管25とを備える。ハンドルアセンブリ112は、トリガアセンブリ124と、遠位回転アセンブリ113と、スイッチアセンブリ128とを備える。細長いシャフトアセンブリ114はエンドエフェクタ126を備える。エンドエフェクタ126はシース24の遠位端24dから形成され、シース24は開口21を備えており、開口21は、超音波ブレード22と協働して組織を切断する、あるいは管脈及び／又は組織を相互に把持、切り取り、及び凝固するための往復運動する超音波ブレード22をその中に受容するように構成されている。シース24は、シース24を作動させる、例えば、シース24によって画定された開口21内に組織を把持するためにシース24を超音波ブレード22に向けて近位に並進させる、又は組織を把持するように開口21を整えるためにシース24を超音波ブレード22から離れる方向に遠位に往復運動させる、ハンドルアセンブリ112の作動要素と連結される。シース24が方向170bに遠位に延びると、超音波ブレード22による更なる治療レベル又は治療レベル未満の処置のために標的組織をその中に受容する間隙23(図11及び図12)が形成される。シース24が方向170aに近位に後退すると、超音波ブレード22とシース24の遠位端24dとの間に標的組織が把持される。

30

40

【0047】

ハンドルアセンブリ112は、超音波トランスデューサ116を近位端に受容するように適合される。超音波トランスデューサ116は、細長いシャフトアセンブリ114及びエンドエフェクタ126の一部に機械的に係合させることができる。超音波トランスデューサ116は、ケーブル122及びプラグ119を介して発生装置120に電氣的に連結させることができる。特定の例では、例えば、発生装置をハンドルアセンブリ112に統合することができる。図面の大半は腹腔鏡外科手術と関連して用いられる複数のエンドエフェクタ126を図示するが、超音波手術器具110は従来の開腹外科手術で採用されて

50

もよく、また他の実施形態では、内視鏡手術での使用に合うように構成されてもよい。本明細書における目的のために、超音波外科器具 110 は内視鏡器具に関して説明されるが、開腹型及び／又は腹腔鏡型の超音波外科器具 110 もまた、本明細書中に記載されるものと同じ若しくは同様の動作構成要素及び特徴を含み得ることが想定される。例示的な一実施形態において、ハンドルアセンブリ 112 は、第 1 の部分 112 a と第 2 の部分 112 b とを備える 2 つのハウジング部分又は囲い板から形成される。第 1 の部分 112 a 及び第 2 の部分 112 b (並びに以下に記載されるその他の構成要素) 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、舌部及び溝インターフェース、ロックタブ、接着ポートは全て、組み立ての目的で、単独で、又は組み合わせのいずれかで利用され得る。

10

【0048】

〔0001〕様々な実施形態において、発生装置 120 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、異なる種類の外科用装置を駆動させ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 121 は、超音波手術器具 110 などの超音波装置を駆動させることができる。いくつかの例示的实施形態において、発生装置 120 は、電気外科装置 (又は超音波手術器具 110 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 123 を更に備える。図 9 に図示される例示的实施形態では、発生装置 120 は、発生装置 120 と一体化された制御システム 125 と、ケーブル 127 を介して発生装置に接続されたフットスイッチ 129 とを含む。発生装置 120 はまた、外科器具、例えば器具 110 を作動させるためのトリガ機構も備えていてよい。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 129 を含み得る。フットスイッチ 129 によって起動されると、発生装置 120 は外科器具 110 の音響アセンブリを駆動させる、及びエンドエフェクタ 118 を所定の実行レベルで駆動させるためのエネルギーを提供し得る。発生装置 120 は、音響アセンブリの任意の適切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 エネルギーを誘導する。

20

【0049】

一実施形態では、電気外科的／RF 発生装置モジュール 123 は、高周波 (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電力を供給することができる電気外科ユニット (ESU) として実施することができる。一実施形態において、ESU は、ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga) から販売されている 2 極 ERBE ICC 350 であり得る。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器具を使用することができ、その場合、電流が組織を通し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、電気外科的／RF モジュール 123 発生装置は、組織 T 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に印加することにより、治療目的に合うように構成することができる。

30

【0050】

一実施形態では、電気外科的／RF 発生装置モジュール 123 は、組織インピーダンス測定モジュールを実施するために、治療レベル未満の RF 信号を送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 123 は、以下により詳細に述べられるバイポーラ高周波発生装置を備える。一実施形態では、電気外科的／RF 発生装置モジュール 112 は、組織 T の電氣的インピーダンス Z を監視し、エンドエフェクタ 126 のクランプ部材上に設けられた戻り電極により、組織 T に基づいて時間及び電力レベルの特性を制御するよう、構成することができる。したがって、電気外科的／RF 発生装置モジュール 123 は、組織 T のインピーダンス又はその他の電氣的特性を測定するための治療レベル未満の目的に合わせて構成することができる。組織 T のインピーダンス又はその他の電氣的特性を測定するための技術及び回路構成については、本願と同一譲受人に譲渡された米国特許出願公開第 2011/0015631 号、発明の名称「Electrosurgical Generator for Ultrasonic S

40

50

urgical Instrument」により詳細に検討されており、その開示内容は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0051】

超音波発生装置モジュール121は、以下の米国特許の1つ又は2つ以上に開示されるような、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) により販売されるGEN300と似た要領で機能的に動作するように構成することができる。なお、これらの米国特許はいずれも参照によりその全体が本明細書に組み込まれるものである：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6,977,495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)。更に、発明の名称が「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH DISTALLY POSITIONED TRANSDUCERS」である2012年6月29日出願の米国特許出願公開第2014/0005702(A1)号をその全体にわたって参照により本明細書に援用する。

【0052】

様々な実施形態において、発生装置120は、いくつかのモードで作動するように構成されてもよいことが理解されるであろう。1つのモードでは、発生装置120は、超音波発生装置モジュール121及び電気外科的／RF発生装置モジュール123が独立して作動できるように構成されてもよい。

【0053】

例えば、超音波発生装置モジュール121を起動させて超音波エネルギーをエンドエフェクタ126に印加し、続いて治療レベル又は治療レベル未満のRFエネルギーを電気外科的／RF発生装置モジュール123によりエンドエフェクタ126の超音波ブレード22に印加することができる。前述のように、治療レベル未満の電気外科的／RFエネルギーを、エンドエフェクタ126のクランプ要素(claim elements)間にクランプされた組織に印加することによって、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121の起動を制御するか又は起動を変更することができる。治療レベル未満のエネルギーの印加からの組織インピーダンスのフィードバックを利用して、治療レベルの電気外科的／RF発生装置モジュール123を起動させることによって、エンドエフェクタ126のクランプ要素(claim elements)間にクランプされた組織(例えば、脈管)を封止することもできる。

【0054】

別の実施形態では、超音波発生装置モジュール121及び電気外科的／RF発生装置モジュール123は同時に起動されてもよい。一実施例では、超音波発生装置モジュール121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、例えば、エンドエフェクタ126の超音波ブレード22が、超音波ブレード22とシース24の遠位端24d

との間に形成された開口 2 1 内にランプ締めされた組織（又は脈管）を切り取り、凝固させる間に組織のインピーダンスを同時に測定する。そ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 1 2 1 の駆動出力を修正するために用いることができる。別の実施例では、エンドエフェクタ 1 2 6 の電極部分に電気外科的／RF エネルギーを印加して組織（又は脈管）を封止している間に、エンドエフェクタ 1 2 6 の超音波ブレード 2 2 を用いて損傷した組織を切り取るように、超音波発生装置モジュール 1 2 1 は電気外科的／RF 発生装置モジュール 1 2 3 と同時に駆動されてもよい。

【0055】

発生装置 1 2 0 がトリガ機構によって起動されると、電気エネルギーは発生装置 1 2 0 によって音響アセンブリのトランスデューサ積層体又はアセンブリに連続的に印加される。別の実施形態では、電気エネルギーは発生装置 1 2 0 によって断続的に印加（例えば、パルス状に印加）される。発生装置 1 2 0 の制御システム内の位相同期ループは、音響アセンブリからのフィードバックを監視することができる。位相同期ループは、発生装置 1 2 0 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 1 2 5 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 1 1 8 においてほぼ一定の可動域を達成するために、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 1 2 5 内の第 3 のフィードバックループは、エンドエフェクタ 1 2 6 内に位置する電極間のインピーダンスを監視する。

【0056】

超音波作動モードでは、音響アセンブリに供給される電気信号は、エンドエフェクタ 1 1 8 の遠位端を、例えば約 20 kHz ～ 250 kHz の範囲で長手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 1 6 6 は、約 54 kHz ～ 56 kHz の範囲、例えば、約 55.5 kHz で振動してもよい。他の実施形態では、超音波ブレード 2 2 は、例えば約 31 kHz 又は約 80 kHz などの、その他の振動数で振動してもよい。超音波ブレード 2 2 における振動の可動域は、例えば、発生装置 1 2 0 によって音響アセンブリのトランスデューサアセンブリに与えられる電気信号の振幅を制御することにより制御され得る。上述したように、発生装置 1 2 0 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 1 2 0 を起動させることができる。発生装置 1 2 0 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も有する。電池などの直流（DC）源によって発生装置 1 2 0 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 1 2 0 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。

【0057】

様々な例において、音響アセンブリが通電されると、音響アセンブリを通じて振動運動定常波が発生する。音響アセンブリに沿った任意の点での振動運動の振幅は、振動運動が測定される音響アセンブリに沿った場所によって決まる。振動運動定在波内の最小又はゼロ交差は、一般に、節（すなわち、通常、運動が最小である場所）と称され、定在波内の最大絶対値又はピークは、一般に、波腹と称される。

【0058】

図 10 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2、遠位回転アセンブリ 1 1 3、細長いシャフトアセンブリ 1 1 4、及びエンドエフェクタ 1 2 6 を示す図 9 の手術器具 1 1 0 の側面図であり、エンドエフェクタ 1 2 6 は、シース 2 4 に形成された開口 2 1、超音波導波管 2 5、超音波ブレード 2 2、及びシース 2 4 の遠位端 2 4 d を示している。図示の実施形態では、エンドエフェクタ 1 2 6 は、細長いシャフトアセンブリ 1 1 4 の遠位端に位置する。細長いシャフトアセンブリ 1 1 4 の近位端 1 5 0 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2 及び遠位回転アセンブリ 1 1 3 に機械的に係合する。細長いシャフトアセンブリ 1 1 4 の近位端 1 5 0 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2 及び遠位回転アセンブリ 1 1 3 内に受容される。

【0059】

図示の実施形態では、トリガアセンブリ 1 2 4 は、固定ハンドル 1 3 4 と連動して動作するトリガ 1 3 2 を備える。固定ハンドル 1 3 4 及びトリガ 1 3 2 は人間工学的に形成され、使用者と快適に相互作用するように適合される。固定ハンドル 1 3 4 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2 と一体的に関連付けられている。トリガ 1 3 2 は、超音波手術器具 1 1 0 の動作に関して以下に詳細に説明するように、固定ハンドル 1 3 4 に対して枢動可能に移動可能である。使用者がトリガ 1 3 2 に対して圧迫力をかけると、トリガ 1 3 2 は、固定ハンドル 1 3 4 に向かって方向 1 3 3 a に枢動可能に移動可能である。バネ要素 1 8 6 (図 1 1 ~ 図 1 3) は、使用者がトリガ 1 3 2 に対する圧迫力を解放したときに、トリガ 1 3 2 を方向 1 3 3 b に枢動可能に移動させることができる。

【0060】

例示的な一実施形態において、トリガ 1 3 2 は細長いトリガフック 1 3 6 を備え、このトリガフック 1 3 6 は、細長いトリガフック 1 3 6 とトリガ 1 3 2 との間の開口 1 3 8 を画定する。開口 1 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のに好適に寸法決定されている。トリガ 1 3 2 は、トリガ基材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。オーバーモールドされた弾性部分 1 3 3 a は、トリガ 1 3 2 を外向きの方向 1 3 3 b に制御するためのより快適な接触面を提供するように形成される。例示的な一実施形態において、オーバーモールドされた弾性部分は、細長いトリガフック 1 3 6 の一部分を覆うように形成されてもよい。細長いトリガフック 1 3 6 の近位表面は、被覆されないままであるか、又は、使用者が開口 1 3 8 に指を容易に滑り入れたり出したりできるようにするために非弾性基材で被覆される。別の実施形態では、トリガ 1 3 2 の形状は、使用者の 1 つ又は複数の指を、そこを通して受容するのに好適に寸法決定されている開口 1 3 8 を画定するループを形成する。完全に閉じたループトリガは、トリガ基材を覆うように成型された弾性部分も備えることができる。

【0061】

例示的な一実施形態において、固定ハンドル 1 3 4 は、近位接触面 1 4 0 と、グリップアンカー又はサドル面 1 4 2 とを備える。サドル面 1 4 2 は、手の親指及び人差し指をつなぐ水かき部分の上に載る。近位接触面 1 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 1 4 0 の形状曲線は、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得る。安定化尾部 1 4 4 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2 のより近位の部分に向かって配される。安定化尾部 1 4 4 は、ハンドルアセンブリ 1 1 2 を安定させハンドルアセンブリ 1 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位置する手の最も上の水かき部分と接触していてもよい。

【0062】

例示的な一実施形態において、スイッチアセンブリ 1 2 8 はトグルスイッチ 1 3 0 を備えていてもよい。トグルスイッチ 1 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 1 2 の内側に位置する中心枢動軸 1 3 1 (図 1 1 ~ 図 1 3) を有する単一構成要素として実装されてもよい。例示的な一実施形態において、トグルスイッチ 1 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) との間で超音波トランスデューサ 1 1 6 の電力設定を設定するための第 1 の突起ノブ 1 3 0 a (上部) 及び第 2 の突起ノブ 1 3 0 b (下部) を備える。別の実施形態では、ロックスイッチが標準設定と特別設定との間を枢動してもよい。特別設定は、装置によって 1 つ又は 2 つ以上の特別プログラムを実行させることができる。トグルスイッチ 1 3 0 は、第 1 の突起ノブ 1 3 0 a 及び第 2 の突起ノブ 1 3 0 b が作動されると中心枢動軸を中心に回転する。1 つ又は 2 つ以上の突起ノブ 1 3 0 a、1 3 0 b は 1 つ又は 2 つ以上のアームに連結され、その 1 つ又は 2 つ以上のアームは小アークを通して移動し、電気接触によって、第 1 又は第 2 の突起ノブ 1 3 0 b の起動によって超音波トランスデューサ 1 1 6 を通電させるか又は電力を断つように電気回路を開閉させる。トグルスイッチ 1 3 0 は、超音波トランスデューサ 1 1 6 の起動を制御するために発生装置 1 2 0 (図 9) と連結される。トグルスイッチ 1 3 0 は、超音波トランスデューサ 1 1 6 を起動させて超音波トランスデューサ 1 1

6に対して1つ又は2つ以上の電力設定を設定するための、1つ又は2つ以上の電力設定スイッチを備える。トグルスイッチ130を起動するために必要な力は実質的にサドル点142に向けられるため、トグルスイッチ130が起動されたときに手中で器具が回転するあらゆる傾向を回避する。

【0063】

例示的な一実施形態において、第1及び第2の突起ノブ130a、130bはハンドルアセンブリ112の遠位端上に位置し、その結果、それらは、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使用者により容易にアクセスして電力を起動することができ、これは、ハンドルアセンブリ112を、トグルスイッチ130を起動させている間に制御を維持し、注意を手術部位（例えば、腹腔鏡手術におけるモニタ）に集中させるのに好適なものにする。突起ノブ130a、130bは様々な指の長さからより容易にアクセスすることができ、扱いにくい位置で、又は短い指で起動するために自由度のより高いアクセスを可能にするために、ある程度までハンドルアセンブリ112の側面を包み込むように構成されてもよい。

【0064】

図示の実施形態では、第1の突起ノブ130aは、使用者が第1の突起ノブ130aを第2の突起ノブ130bから区別するのを可能にするために、示される実施形態では複数の触覚要素、例えば、凹凸のある突起つまり「隆起」を備える。当業者であれば、ハンドルアセンブリ112にいくつかの人間工学的特徴を組み込むことができることを理解するであろう。そのような人間工学的特徴は、米国特許出願公開第2009/0105750号、発明の名称「Ergonomic Surgical Instruments」に記載されており、当該出願は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0065】

例示的な一実施形態において、トグルスイッチ130は使用者の手によって操作されてもよい。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130bsに容易にアクセスすることができる。トグルスイッチ130は、超音波アセンブリ16及び／又は超音波アセンブリ116への電力を制御するために指で容易に操作され得る。例えば、人差し指を使って第1の接触部分を起動し、超音波アセンブリ116を最大（MAX）電力レベルまでオンにしてよい。人差し指を使って、第2の接触部分を起動し、超音波アセンブリ116を最小（MIN）電力レベルまでオンにしてもよい。別の実施形態では、ロックスイッチは標準設定と特別設定との間で器具110を駆動させてもよい。特別設定は、器具110によって1つ又は2つ以上の特別プログラムを実行させることができる。トグルスイッチ130は、使用者が第1又は第2の突起ノブ130a、130bを見ることなく操作することができる。例えば、第1の突起ノブ130a又は第2の突起ノブ130bは、見ずに第1の突起ノブ130aと第2の突起ノブ130bとを触覚的に区別するための凹凸又は突起を備えてもよい。

【0066】

例示的な一実施形態において、遠位回転アセンブリ113は、長手方向軸線「T」を中心にいずれの方向でも制限なく回転可能である。遠位回転アセンブリ113は細長いシャフトアセンブリ114に機械的に係合している。遠位回転アセンブリ113は、ハンドルアセンブリ112の遠位端に位置する。遠位回転アセンブリ113は、円筒形のハブ146と、ハブ146を覆うように形成される回転ノブ148とを備える。ハブ146は、細長いシャフトアセンブリ114と機械的に係合する。回転ノブ148は縦溝彫りの高分子特徴部を含んでいてもよく、長細長いシャフトアセンブリ114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146は、回転ノブ148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148は、ハブ146を覆うようにオーバーモールドされていてもよい。ハブ146は、遠位端で露出される端部キャップ部分を備える。ハブ146の端部キャップ部分は、腹腔鏡手術中にトロカールの表面と接触してもよい。ハブ146は、端部キャップ部分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 148 は、より正確な回転グリップを提供するために、隆起リブ、及びリブの間に位置する凹部分で形成される「スカラップ」又は縦溝を備えていてもよい。例示的な一実施形態において、回転ノブ 148 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 148 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 148 は、例えば、G L S Corporation によって作製される Versaflex（登録商標）T P E 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、より確かなグリップ及び回転ノブ 148 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、生体適合性であり、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 148 を形成するために使用してもよいことが理解されるであろう。回転ノブ 148 はシャフトアセンブリ 114 と連結され、シャフトアセンブリを 360 度以下まで時計回り又は反時計回りに回転させることができる。

【0067】

図 9～図 10 を参照すると、細長いシャフトアセンブリ 114 は、ハンドルアセンブリ 112 及び遠位回転アセンブリ 113 を機械的に係合するように適合された近位端 150 と、エンドエフェクタ 126 と機械的に係合するように適合された遠位端 152 とを備える。細長いシャフトアセンブリ 114 は、外部管状シース 24 を備え、外部管状シース 24 は、外部管状シース 24 を往復運動させるためのトリガ 132 と機械的に連結される。超音波ブレード 22 の近位端は超音波導波管と音響的に連結され、超音波導波管は超音波トランスデューサ 116 と音響的に連結される。外部シース 24 は、ヨーク 170（図 11）及びリンク機構 172（図 11）を介してハンドルアセンブリ 112 のトリガ 132 と機械的に連結されて、トリガ 132 の方向 133b 又は 133a への作動及び／又は解放にそれぞれ応答して、外部シース 24 を方向 170a 又は 170b のいずれかに移動させる。駆動可能に移動可能なトリガ 132 は、長手方向軸線「T」に沿った外部シース 24 の往復運動を発生させることができる。そのような運動は、例えば、シース 24 の遠位端 24d と超音波ブレード 22 の遠位端との間に形成された間隙 23 内に位置する組織をクランプ、握持、又は把持するために使用され得る。リンク機構 172（図 11）は、トリガ 132 の旋回回転を、作動機構と連結されたヨーク 170（図 11）の軸方向運動に変換し、作動機構は、エンドエフェクタ 126 における超音波ブレード 22 に対する外部シース 24 の往復運動を制御する。

【0068】

例示的な一実施形態において、超音波により起動可能なブレード 22 は、超音波トランスデューサ 116 と音響的に連結される。ハンドルアセンブリ 112 上のトリガ 132 は、合わせて、外部シース 24 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 132 を方向 133a に圧迫することで、外部シース 24 は方向 170a に近位に、開放位置から閉鎖位置へと移動し、超音波ブレード 22 の遠位端とシース 24 の遠位端 24d との間隙 23 内に位置する組織を把持する。トリガ 132 を方向 133b に解放することで、外部シース 24 は方向 170b に遠位に、閉鎖位置から開放位置へと移動し、超音波ブレード 22 及び遠位部分 24d は、互いに対して離間した関係に配置される。

【0069】

ハンドルアセンブリ 112 の近位部分は、超音波アセンブリ 116 の遠位端を受容するための近位開口部 168 を備える。超音波アセンブリ 116 は、近位開口部 168 に挿入され、細長いシャフトアセンブリ 114 に機械的に係合される。

【0070】

図 11 は、図 10 の手術器具 110 の断面側面図である。トリガ 132 は、ハンドルアセンブリ 112 の第 1 の部分 112a と第 2 の部分 112b との間の（図 9）枢動軸 188（図 12）を中心に枢動可能に移動する。トリガ 132 はリンク機構 172 と機械的に

連結され、リンク機構 172 はヨーク 170 と機械的に連結されて、トリガ 132 の駆動運動はヨーク 170 の軸方向運動に変換される。ヨーク 170 は駆動部材 190 と動作可能に連結される。駆動部材 190 は外部シース 24 に接続される。トリガ 132 が圧迫されると、トリガ 132 は方向 133a に固定ハンドル 134 部分に向かって移動し、かつ枢着部 188 (図 12 及び図 13) を中心に駆動する。リンク機構 172 はヨーク 170 を近位方向 170a に軸方向に駆動し、シース 24 を後退させて、ブレード 22 とシース 24 の遠位端 24d との間の間隙 23 を閉鎖し、それによってそれらの間に標的組織を把持する。ヨーク 170 が近位に駆動されると、ヨーク 170 は戻りバネ 186 を圧縮する。トリガ 132 が解放されると、戻りバネ 186 は、トリガ 132 を方向 133b にその初期位置まで戻し、かつ、ヨーク 170 を遠位方向 170b に軸方向に駆動して、シース 24 を遠位に進め、ブレード 22 とシース 24 の遠位端 24d との間の間隙 23 を開いて、それらの間に標的組織を把持する。

10

【0071】

図 11 に示された実施形態では、超音波トランスデューサ 116 の断面図が、ハンドルアセンブリ 112 の部分切取図内に示されている。超音波手術器具 110 の例示的な一実施形態は、ハンドピースハウジング 112b を備える超音波トランスデューサ 116 と連結される超音波信号発生装置 120 (図 9) と、超音波により起動可能な単一又は複数の要素エンドエフェクタ 126 とを備える。前述のように、エンドエフェクタ 126 は、超音波により起動可能なブレード 22 を備える。超音波トランスデューサ 116 は、「ランジュバンスタック」として既知であり、一般に、変換部分と、第 1 の共振器部分又はエンドベル 178 と、第 2 の共振器部分又はフォアベル 176 と、付属構成要素とを備える。これらの構成要素の全体の構造は共振器である。超音波変換器 116 は好ましくは、長さが $1/2$ システム波長の整数の数 ($n\lambda/2$ 、ここで、「 n 」は任意の正の整数、例えば、 $n=1, 2, 3, \dots$) である。音響アセンブリは、超音波トランスデューサ 116 と、ノーズコーンと、速度変換器と、表面とを含む。

20

【0072】

例示的な一実施形態では、エンドベル 178 の遠位端は変換部分の近位端に接続され、フォアベル 176 の近位端は変換部分の遠位端に接続される。フォアベル 176 及びエンドベル 178 は、変換部分の厚さ、エンドベル 178 及びフォアベル 176 を製造するのに使用される材料の密度及び弾性率、並びに超音波トランスデューサ 116 の共振周波数などを含む、多くの変数によって決定される長さを有する。フォアベル 176 は、速度変換器として超音波振動の振幅を増幅するようにその近位端からその遠位端に向かって内向きに先細にされてもよく、あるいは増幅を有さなくてもよい。好適な振動周波数範囲は、約 $20\text{ Hz} \sim 32\text{ kHz}$ であり、より適切な振動周波数範囲は約 $30 \sim 10\text{ kHz}$ であってもよい。好適な動作振動周波数は、例えば約 55.5 kHz であってもよい。

30

【0073】

例示的な一実施形態では、圧電素子 174 は、例えば、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、又は他の圧電セラミック材料などの任意の好適な材料から作られてもよい。電気的結合部 180 は、圧電素子 174 と電気的に連結される正電極及び負電極を含む。圧電素子は、中心を通過して延在する穴を備える。正電極及び負電極は、圧電素子 174 と連結される導線と電気的に連結される。導線はケーブル 122 内に封入され、超音波信号発生装置 120 (図 9) に電気的に接続可能である。

40

【0074】

音響アセンブリの超音波トランスデューサ 116 は、超音波信号発生装置 120 からの電気信号を機械的エネルギーに変換し、この機械的エネルギーは、超音波トランスデューサ 116 及びエンドエフェクタ 126 の超音波ブレード 22 部分の超音波周波数における長手方向振動運動の定常音波を主としてもたらし。別の実施形態では、超音波トランスデューサ 116 の振動運動は異なる方向に作用してもよい。例えば、振動運動は、細長いシャフトアセンブリ 114 の先端のより複雑な運動の局所的な長手方向成分を含むことができる。好適な発生装置は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Ci

50

ncinnati, Ohio) から、モデル番号 GEN11 として入手可能である。音響アセンブリ 106 が通電されると、音響アセンブリを通じて振動運動の定常波が発生する。超音波手術器具 110 は、所定の振幅の音響定常波パターンが生み出されるように、共振で動作するように設計される。音響アセンブリ 106 に沿った任意の点における振動運動の振幅は、振動運動が測定される、音響アセンブリに沿った場所に依存する。振動運動定在波における最小限の交差又はゼロ交差は、一般に波節点（即ち、運動が最小限であるところ）と呼ばれ、また、定在波の局所的な絶対値最大又はピークは、一般に波腹点（例えば、局所運動が最大であるところ）と呼ばれる。波腹点とそれに最も近い波節点との間の距離は 4 分の 1 波長 ($\lambda/4$) である。

【0075】

10

導線は、超音波信号発生装置 120（図 9）からの電気信号を、正電極及び負電極に送信する。圧電素子 174 は、例えば、音響アセンブリにおいて音響定常波を生み出すために、フットスイッチなどのアクチュエータに応答して超音波信号発生装置 120 から供給される電気信号によって通電される。電気信号は、圧電素子 174 中に、繰り返される小変位形態の乱れを起こし、材料中に大きな交互の圧縮及び伸張力をもたらす。繰り返される小変位によって圧電素子 174 は連続的に電圧勾配の軸に沿って伸縮し、超音波エネルギーの長手方向の波を生成する。超音波エネルギーは、音響アセンブリを通して、細長いシャフトアセンブリ 114 の伝達構成要素又は超音波伝達導波管 25 を介して、エンドエフェクタ 126 の超音波ブレード 22 部分に伝達される。

【0076】

20

例示的な一実施形態では、音響アセンブリがエネルギーをエンドエフェクタ 126 の超音波ブレード 22 部分に送達するために、音響アセンブリの全ての構成要素はブレード 22 に音響的に連結されなければならない。超音波トランスデューサ 116 の遠位端は、スタッド 182 とフォアベル 176 などのねじ式接続によって、表面において超音波伝達導波管 25 の近位端に音響的に連結されてもよい。

【0077】

例示的な一実施形態では、音響アセンブリの構成要素は、好ましくは、任意のアセンブリの長さが $1/2$ 波長の整数の数 ($n\lambda/2$) であるように音響的に調整され、その場合、波長 λ は、音響アセンブリの予め選択された、又は作動中の長手方向振動の駆動周波数 f_d の波長である。また、音響アセンブリは、いずれかの音響要素の好適な配設を組み込んでもよいことも企図される。

30

【0078】

例示的な一実施形態では、超音波ブレード 22 は、 $1/2$ システム波長の整数倍 ($n\lambda/2$) と実質的に等しい長さを有していてもよい。ブレード 22 の遠位端は、遠位端の最大長手方向可動域をもたらすために、アンチノード付近に配置されてもよい。トランスデューサアセンブリが通電されると、ブレード 22 の遠位端は、例えば、約 10～500 ミクロンのピーク・トゥ・ピークの範囲で、また好ましくは、例えば 55 kHz の所定の振動周波数において約 30～64 マイクロメートルの範囲で移動するように構成されてもよい。

【0079】

40

例示的な一実施形態では、超音波ブレード 22 は超音波伝達導波管 25 と連結されていてもよい。図示されるようなブレード 22 及び超音波伝達導波管 25 は、単一のユニット構造として、超音波エネルギーの伝達に適した材料から形成される。かかる材料の例としては、Ti6Al4V（アルミニウム及びバナジウムを含むチタンの合金）、アルミニウム、ステンレス鋼、又は他の好適な材料が挙げられる。あるいは、ブレード 22 は超音波伝達導波管 25 から分離可能（かつ異なる構成のもの）であってもよく、例えば、スタッド、溶接、接着剤、迅速接続、又は他の好適な既知の方法によって結合されてもよい。超音波伝達導波管 25 の長さは、例えば、 $1/2$ 波長の整数の数 ($n\lambda/2$) にほぼ等しくてもよい。超音波伝達導波管 25 は、好ましくは、例えば上述のチタン合金（すなわち、Ti6Al4V）、若しくは任意の好適なアルミニウム合金、又は他の合金など、超音波

50

エネルギーを効率的に伝播するのに適した材料から構築される、中実コア軸から製作されてもよい。

【0080】

スイッチアセンブリ128は、枢動軸131を中心に枢動可能に移動可能なトグルスイッチ130を備える。トグルスイッチ130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112の内側に位置する中心枢動軸131を有する単一構成要素として実装されてもよい。例示的な一実施形態において、トグルスイッチ130は、最小電力レベル（例えば、MIN）と最大電力レベル（例えば、MAX）との間で超音波トランスデューサ116の電力設定を設定するための第1の突起ノブ130a（上部）及び第2の突起ノブ130b（下部）を備える。別の実施形態では、ロックスイッチは、標準設定と特別設定との間で枢動軸131を中心に枢動してもよい。

10

【0081】

図12は、移動可能なシース24が第1の位置にある状態でハンドルアセンブリ112と連結された図11の手術器具110の断面側面図である。図12に示すように、トリガ132は第1の位置に位置しており、これにより、シース24は方向170bに遠位に延伸された位置にあり、シース24の遠位端24dと超音波ブレード22との間に間隙23が形成されている。この配置において、標的組織は、更なる治療レベル又は治療レベル未満の処置のために間隙23内に位置付けられる。標的組織が間隙23内に位置付けられたら、トリガ132を圧迫して、シース24の遠位端24dと超音波ブレード22の遠位端との間に標的組織をクランプする又は把持することができる。

20

【0082】

図13は、移動可能なシース24が第2の位置にある状態の図12の手術器具110の断面側面図である。図12に示すように、トリガ132は第2の位置に位置しており、これにより、シース24は方向170aに近位に延伸された位置にあり、シース24の遠位端24dと超音波ブレード22との間の間隙23が排除されている。この配置において、間隙23内に位置付けられた標的組織は、更なる治療レベル又は治療レベル未満の処置のために把持される。標的組織が間隙23内に位置付けられたら、トリガ132を圧迫して、シース24の遠位端24dと超音波ブレード22の遠位端との間に標的組織をクランプする又は把持する。

【0083】

図14は、一実施形態による、移動可能なシース24内に位置付けられた超音波ブレード22と、吸引管206と、移動可能なシース24の遠位端に位置付けられたパッド204とを有する手術器具200の断面側面図である。吸引管206は、真空源と流体的に連結されて、超音波ブレード22が標的組織202を切り取った後に標的組織202の破片を吸引する役割をする。パッド204は、超音波ブレード22の表面28に面するようにシース24の遠位端24dに位置付けられる。標的組織202は、パッド204と超音波ブレード22の表面28との間に把持される。パッド204は、例えば、テフロンで作製された非粘着性の高分子材料製パッドであってもよく、標的組織202を切り取り、凝固する際により良好な性能を得るために、超音波ブレード22を作動させている間にその上に圧力を加えることができる表面を提供する。

30

【0084】

図15は、ブレード312／超音波導波管315と外管314との間に画定された開口部306を備えた手術器具300の側面図であり、一実施形態では、開口部306は、ハンドル端部304の吸引源及び／又は灌注源に連結するように構成される。図16は、一実施形態による、図15に示される器具の遠位端の切断線16-16に沿った断面図である。図16は、組織323が通って移動するための開口部306を画定する、外部シース314内に位置する超音波導波管315（又はブレード312）の断面部分を示す。図15及び図16は、切断された組織323を除去するための、組織323を係合するための遠位の間隙313から、近位に位置する吸引／灌注まで線形の長手方向空洞306を備えた、ブレード312／導波管315を示す。図示の実施形態は、ブレード312／導波管

40

50

315の上方の12時の位置に位置する「半月」形状を備え、ハンドル端部304の吸引源及び／又は灌注源と流体的に連結される。

【0085】

図15の図は、器具300の遠位端302及び近位の「ハンドル」端部304を示す。図示の実施形態では、器具300の遠位端302は、細長いシース314内に位置付けられた超音波ブレード312を備えている。シース314は、遠位端314dと、ハンドルに連結するように構成された近位端（図示せず）とを含み、ハンドルは、医師によって把持、操作、及び作動されるように構成されている。シース314は、シース314がブレード312の近位部分を覆って位置付けられる第1の近位位置と、ブレード312とシース314の遠位端314dとの間の間隙313内に位置付けられた組織323がそれらの間で切断されるようにシース314が方向317bに遠位に移動した第2の位置との間で、超音波ブレード312に対して移動可能である。組織313が切断された後、シース314を方向317aに近位に後退させる。

10

【0086】

開口部306は、ブレード312／超音波導波管315の間に画定され、切断後の組織323を受容するように構成されている。ブレード312及び超音波導波管315は、ブレード312／導波管315とシース314との間に画定された開口部306（例えば、「トラフ」又は「チャンネル」）が、組織323を器具300の遠位端302から近位端304まで移動させるように構成されるように構成されている。近位端304は、外部シース314を外管324で包囲するための、ハンドルに配設された第1の封止部と、導波管315と外部シース314との間の第2の封止部とを備え、これにより、組織323は、導波管315内の開口部306を通して移動して、外部シース314内に画定された開口部318から出て行くようになっている。

20

【0087】

第1の封止部は第1及び第2の機械的ガスケット308、310を含み、第2の封止部は第3の機械的ガスケット316を含む。機械的ガスケット308、310、316は、弾力的なリング型の封止部（パッキンとしても知られる）又は円環状の継手であってもよく、また、溝の中に着座し、組み立て時に2つ又はそれ以上の部品の間で圧縮されて、境界面に封止部を形成するように設計された、断面が円形でエラストマー製の、環状体又はループの形状の任意の機械的ガスケットであってもよい。管322は、第1の封止部の間に位置し、外部シース314内に画定された開口部318と流体連通する。したがって、開口部306は、真空源によって吸引320が加えられたときに切断された組織323が開口部306を通して吸い込まれ、管322から出て真空源に至るように、管322と流体連通している。

30

【0088】

真空源はほとんどの近代的な病院に備わっており、建物全体に配置された壁の排気口から利用可能である。他の真空源としては、電気ポンプ、ガスを動力とするベンチュリ吸引ユニット、及び機械装置、例えば、手動ポンプ及び創部ドレナージシステムなどを挙げることができる。病院内の主な真空源は、建物の地下にあるポンプである。レシーバタンク又はリザーバタンクを空にすることによって、ポンプは真空を作り出し、この真空は、接続管を介して、患者治療区域及び病院の各部署の壁の排気口に送達され得る。真空圧力が所定のレベルを下回ると、スイッチがポンプに係合し、真空圧力を復元する。真空がバックアップを構築すると、スイッチは係合解除し、それ以上真空は作り出されない。通常、ポンプは、システムの真空レベルが0.064MPa（19inHg（483mmHg））まで低下したときに作動を開始し、レベルが0.0033MPa（25inHg（635mmHg））に達すると作動を停止するように設定される。ほとんどの病院では、安全のために複式ポンプシステムが使用されており、各ポンプは最小真空レベルを維持することができる。複式システムにより、保守及び修理のために各ポンプをシャットダウンすることが可能になり、更には、ポンプの一方が適切に作動しなくなった場合には、負圧用のバックアップ源を提供する。

40

50

【0089】

特定の開示された実施形態と関連してデバイスの様々な実施形態について本明細書に記載してきたが、それらの実施形態に対して多くの修正及び変更が実施可能である。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。更に、様々な実施形態に従って、所与の機能（複数可）を実行するために、単一の構成要素を複数の構成要素に置き換えてもよく、また複数の構成要素を単一の構成要素に置き換えてもよい。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような修正及び変更を全て包含することが意図される。

【0090】

本明細書に開示されるデバイスは、1回の使用後に廃棄されるように設計することができる、又は複数回使用されるように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、本デバイスは、少なくとも1回の使用後に再使用のために再調整することができる。再調整には、デバイスの分解工程、それに続く特定の部品の洗浄工程又は交換工程、及びその後の再組み立て工程の任意の組み合わせを含むことができる。特に、デバイスは分解可能であり、デバイスの任意の数の特定の部品又は部分を、任意の組み合わせで選択的に交換するか又は取り外すことができる。特定の部分を洗浄及び／又は交換した後、デバイスを後の使用のために、再調整施設で、又は外科処置の直前に外科チームによって再組み立てすることができる。当業者であれば、デバイスの再調整が、分解、洗浄／交換、及び再組み立てのための様々な技術を利用できることを理解するであろう。かかる技術の使用、及び結果として得られる再調整されたデバイスは、全て本発明の範囲内にある。

【0091】

好ましくは、本明細書に記載される本発明は、手術前に処理されるであろう。最初に、新しい又は使用済みの器具を入手し、必要であれば洗浄する。次いで、器具を滅菌することができる。1つの滅菌技術では、器具は、プラスチックバッグ又はT Y V E K バッグなど、閉鎖され密封された容器に入れられる。次に、容器及び器具を、 γ 線、X線、及び高エネルギー電子など、容器を透過することができる放射線照射野に置く。放射線は、器具上又は容器内の細菌を死滅させる。この後、滅菌された器具を滅菌容器内で保管することができる。密封された容器は、医療設備において開封されるまで器具を滅菌状態に保つ。

【0092】

代表的な設計を有するものとして本発明について記載してきたが、本発明は、本開示の趣旨及び範囲内で更に修正されてもよい。したがって、本出願は、その一般的原理を使用する本発明のあらゆる変形、使用、又は適合を包含するものとする。更に、本出願は、本開示からのかかる逸脱を、本発明が関連する分野において知られている又は慣例になってきたものとして包含するものとする。

【0093】

全体又は部分的に、参照によって本明細書に組み込まれるとされるいずれの特許、刊行物又はその他の開示物も、援用される内容が既存の定義、記載、又は本開示に記載されているその他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれるものとする。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に援用されるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に援用されるものとするが、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任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ援用されるものとする。

【0094】

〔実施の態様〕

(1) 組織を切断及び凝固するための機器であって、

組織を切断及び封止するように構成され、かつ、近位端と遠位端とを有する超音波ブレードであって、前記超音波ブレードの前記遠位端は、前記遠位端の近位に、組織と係合するための表面を備えている、超音波ブレードと、

細長いシースであって、前記超音波ブレードを覆って延在するように構成され、かつ前

記細長いシースが前記超音波ブレードの近位部分を覆って位置付けられる第1の位置と、前記細長いシースが前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面に向かって遠位に移動し、それによって組織が前記細長いシースと前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面の間で切断され得る、第2の位置との間で前記超音波ブレードに対して移動可能である、細長いシースと、を備える、機器。

(2) 前記細長いシースの遠位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端の前記表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている、実施態様1に記載の機器。

(3) 前記超音波ブレードの前記遠位端の前記形状と、前記細長いシースの前記遠位端とが、前記切断された組織の位置に空洞を画定する、実施態様2に記載の機器。

(4) 前記超音波ブレードの前記近位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端に少なくとも1つの超音波周波数の機械的エネルギーを送達するための励起機構と通信している、実施態様1に記載の機器。

(5) 前記細長いシースの近位端が、前記シースを前記第1の位置と前記第2の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている、実施態様1に記載の機器。

【0095】

(6) 吸引機構を更に備え、前記吸引機構は、前記吸引機構の遠位端が、前記超音波ブレードと前記シースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、前記シース内に位置付けられ、かつ前記シースの前記遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である、実施態様1に記載の機器。

(7) 前記吸引機構が、切断及び除去されている前記組織の実質的に周囲に位置する領域を灌注するように構成されている、実施態様6に記載の機器。

(8) 前記吸引機構の前記遠位端が、前記シースの前記遠位端と前記超音波ブレードの前記遠位端との間に位置付けられている、実施態様6に記載の機器。

(9) 組織を切断及び凝固するための機器であって、

近位端と遠位端とを有する細長いシースであって、前記細長いシースの前記遠位端は、アンビルを形成するように、前記遠位端の近位に実質的に平らな表面を備える、細長いシースと、

組織を切断及び封止するように構成され、かつ前記細長いシース内に位置付けられた超音波ブレードであって、前記超音波ブレードは、前記超音波ブレードが前記細長いシースの前記遠位端からある距離に位置付けられる第1の位置と、前記シースが前記超音波ブレードの前記遠位端に向かって近位に移動し、それによって組織が前記細長いシースと前記超音波ブレードの前記遠位端との間で切断され得る第2の位置との間で前記細長いシースに対して移動可能である、超音波ブレードと、を備える、機器。

(10) 前記超音波ブレードの遠位端が、前記アンビルを形成する前記細長いシースの前記遠位端の前記表面の寸法及び形状に対応するように寸法決定及び成形されている、実施態様9に記載の機器。

【0096】

(11) 前記超音波ブレードの前記遠位端の前記形状と、前記細長いシースの前記遠位端とが、前記切断された組織の位置に空洞を作り出す、実施態様10に記載の機器。

(12) 前記超音波ブレードの近位端が、前記超音波ブレードの前記遠位端にエネルギーを送達するための励起機構と通信している、実施態様9に記載の機器。

(13) 前記超音波ブレードの近位端が、前記ブレードを前記第1の位置と前記第2の位置との間で移動させるアクチュエータに連結するように構成されている、実施態様9に記載の機器。

(14) 吸引機構を更に備え、前記吸引機構は、前記吸引機構の遠位端が、前記超音波ブレードと前記シースとによって切断された組織を除去するように構成されるように、前記シース内に位置付けられ、かつ前記シースの前記遠位端まで延在する、細長い中空管の形態である、実施態様9に記載の機器。

(15) 前記吸引機構が、切断及び除去されている前記組織の実質的に周囲に位置する

領域を灌注するように構成されている、実施態様 1 4 に記載の機器。

【0097】

(16) 前記吸引機構の前記遠位端が、前記シースの前記遠位端と前記超音波ブレードの前記遠位端との間に位置付けられている、実施態様 1 4 に記載の機器。

(17) 組織を切断及び凝固するための機器であって、
超音波ブレードと、

開口を画定する細長いシースであって、前記超音波ブレードは前記開口内に位置付けられ、前記細長いシースは、前記シースの遠位端と前記超音波ブレードとの間に間隙を画定して、前記間隙内に標的組織を受容する第 1 の位置と、前記細長いシースが、前記標的組織を前記細長いシースと前記超音波ブレードとの間に把持するように、前記超音波ブレード

10

に向かって近位に移動可能である第 2 の位置との間で、前記超音波ブレードに対して遠位に移動可能である、細長いシースと、
前記シースと機械的に連結されて前記シースに軸方向運動を加える、ハンドルアセンブリと、を備える、機器。

(18) 前記超音波ブレードが、前記標的組織に係合するための曲面を備える、実施態様 1 7 に記載の機器。

(19) 前記超音波ブレードの遠位端が、前記シースの遠位端を越えて遠位に延在している、実施態様 1 7 に記載の機器。

(20) 前記シースの遠位端が、前記超音波ブレードの遠位端を越えて遠位に延在している、実施態様 1 7 に記載の機器。

20

【図 1】

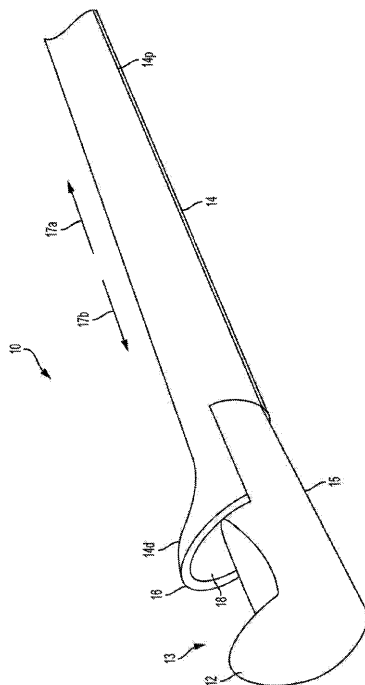


FIG. 1

【図 2】

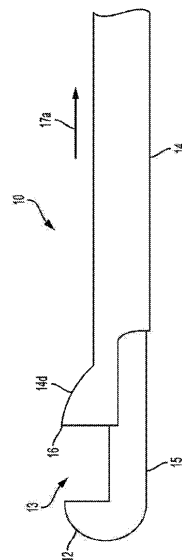
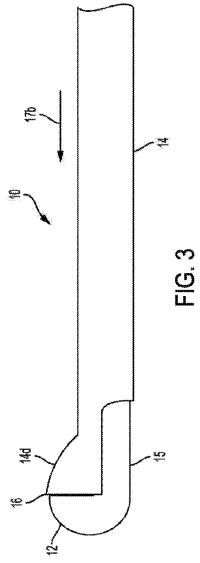
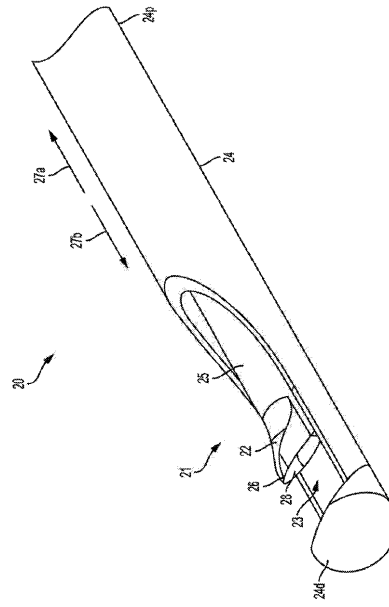


FIG. 2

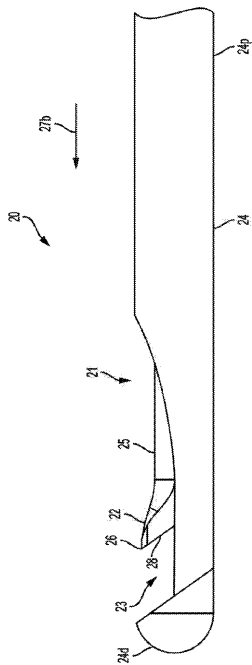
【図 3】



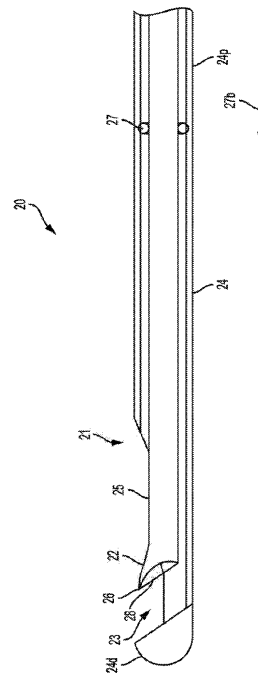
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

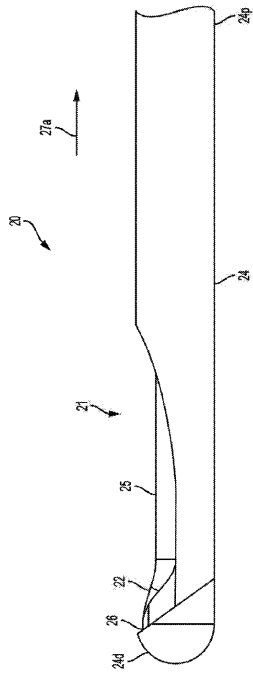


FIG. 7

【図 8】

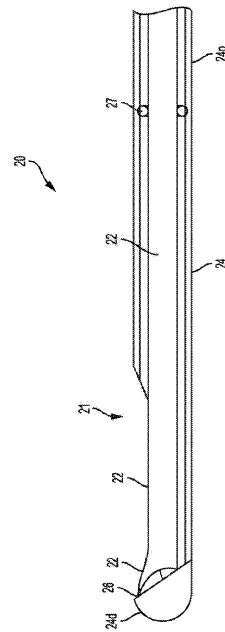


FIG. 8

【図 9】

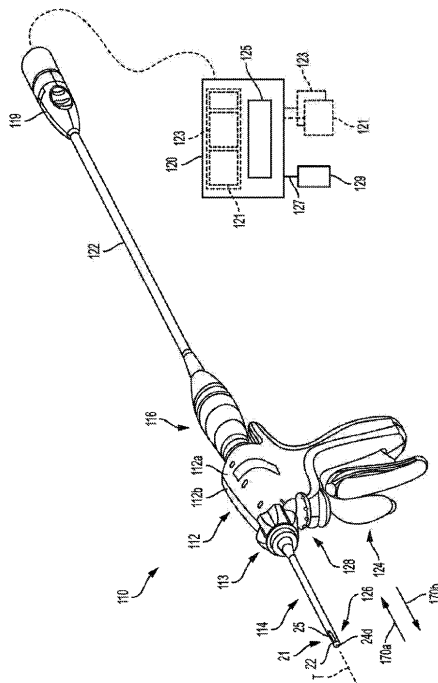


FIG. 9

【図 10】

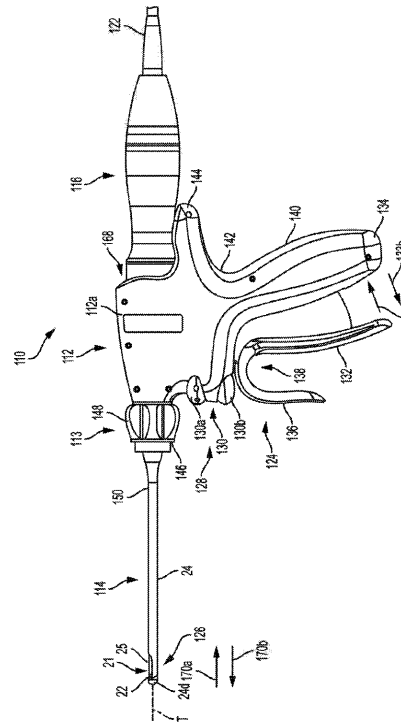


FIG. 10

【図 1 1】

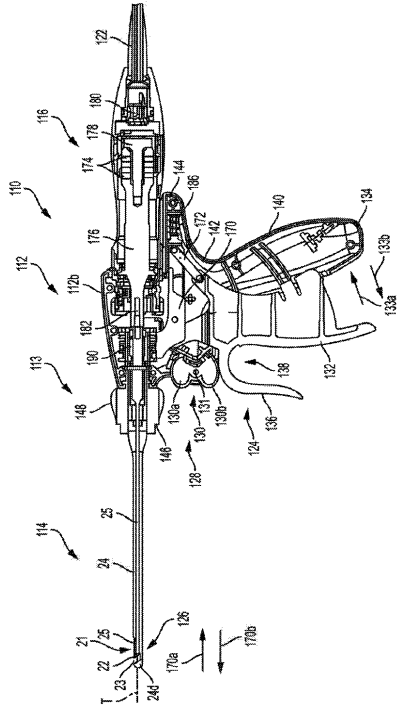


FIG. 11

【図 1 2】

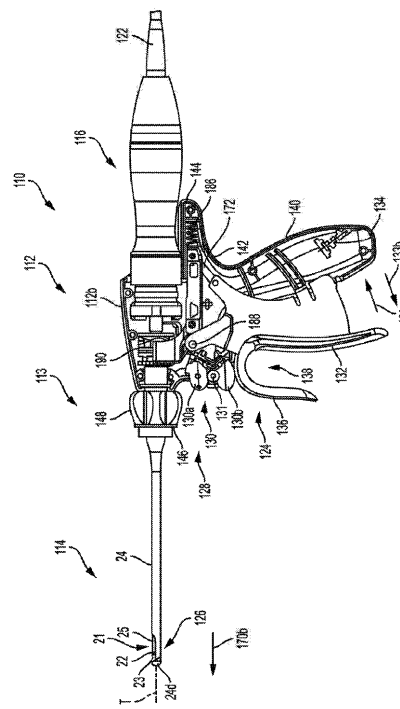


FIG. 12

【図 1 3】

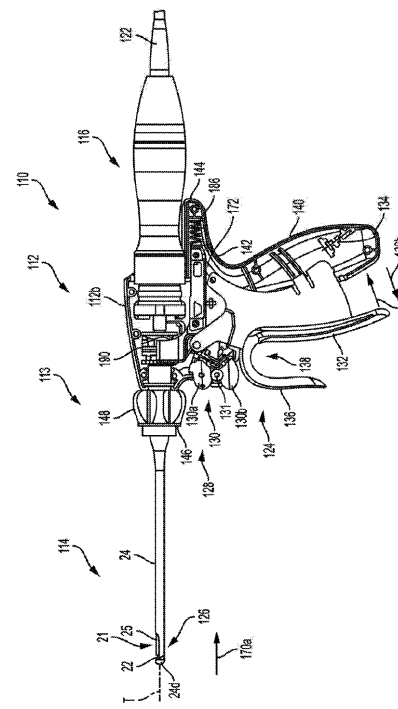
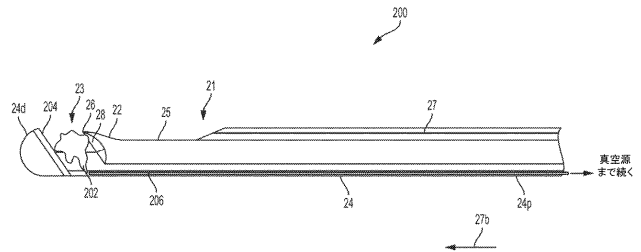
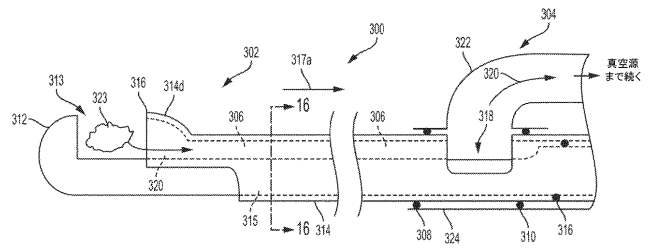


FIG. 13

【図 1 4】



【図 1 5】



【図 16】

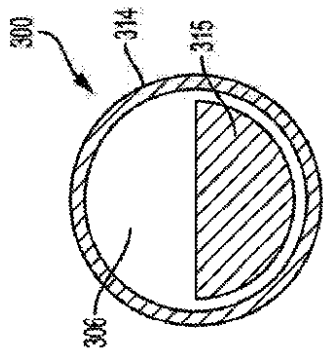


FIG. 16

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2016/035958

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B17/32

ADD. A61B17/24

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 5 906 628 A (MIYAWAKI MAKOTO [JP] ET AL) 25 May 1999 (1999-05-25)	1-5, 9-13, 17-20
Y	the whole document	6-8
X	US 2011/196404 A1 (DIETZ TIMOTHY G [US] ET AL) 11 August 2011 (2011-08-11)	9-16
Y	figures 5, 9-12C paragraphs [0091], [0094] - [0095]	6-8
X	US 6 117 152 A (HUITEMA THOMAS W [US]) 12 September 2000 (2000-09-12)	1-5, 17-20
A	the whole document	
	US 2009/030437 A1 (HOUSER KEVIN L [US] ET AL) 29 January 2009 (2009-01-29)	1-20
	figures 10-28C paragraph [0123] - paragraph [0134]	



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

28 July 2016

Date of mailing of the international search report

09/08/2016

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

Emirdag, Eda

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2016/035958

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5906628	A	25-05-1999	NONE

US 2011196404	A1	11-08-2011	AU 2011215901 A1 16-08-2012
			CA 2788918 A1 18-08-2011
			CN 102781349 A 14-11-2012
			EP 2533703 A1 19-12-2012
			JP 5826771 B2 02-12-2015
			JP 2013519434 A 30-05-2013
			US 2011196404 A1 11-08-2011
			US 2015119916 A1 30-04-2015
			WO 2011100313 A1 18-08-2011

US 6117152	A	12-09-2000	NONE

US 2009030437	A1	29-01-2009	AU 2008282532 A1 05-02-2009
			CA 2694697 A1 05-02-2009
			CN 101815461 A 25-08-2010
			EP 2180819 A1 05-05-2010
			JP 5372931 B2 18-12-2013
			JP 2010534522 A 11-11-2010
			US 2009030437 A1 29-01-2009
			US 2011288452 A1 24-11-2011
			US 2014336686 A1 13-11-2014
			US 2015257781 A1 17-09-2015
			US 2015265308 A1 24-09-2015
			WO 2009018067 A1 05-02-2009

フロントページの続き

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

(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 ワイゼンバーグ・ザ・セカンド・ウィリアム・ビー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ジョンソン・グレゴリー・ダブリュ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 キンボール・コリー・ジー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

Fターム(参考) 4C160 JJ12 JJ44 KK04 KK36 KK37 KL01 MM32

专利名称(译)	用于切割和固化组织的装置和方法		
公开(公告)号	JP2018522629A	公开(公告)日	2018-08-16
申请号	JP2017564892	申请日	2016-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	ETHICON, LLC		
[标]发明人	ワイゼンバーグ・ザ・セカンド・ウィリアム・ビー ジョンソン・グレゴリー・ダブリュ キンボール・コリー・ジー		
发明人	ワイゼンバーグ・ザ・セカンド・ウィリアム・ビー ジョンソン・グレゴリー・ダブリュ キンボール・コリー・ジー		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/24 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/00477 A61B2017/00991 A61B2017/320084 A61B2018/00589 A61B2018/00607 A61B2018/00994 A61B2217/007 A61N7/00 A61B18/1206 A61B18/ /1482 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320078 A61B2017/320089 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320071		
FI分类号	A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/JJ44 4C160/KK04 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KL01 4C160/MM32		
优先权	14/739792 2015-06-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于切割和凝结组织的手术器械（10），该手术器械包括细长的护套（14）和超声刀（12）。在一个实施例中，超声刀（12）位于护套（14）内，使得护套（14）相对于刀（12）的运动导致其间的组织的切割和/或凝结。成为 在另一个实施例中，超声刀片（12）位于护套（14）内，使得刀片（12）相对于护套（14）的运动导致其间的组织的切割和/或凝结。定位 刀片（12）和护套（14）的远端的尺寸和形状确定从身体切割和/或去除的组织尺寸和形状。

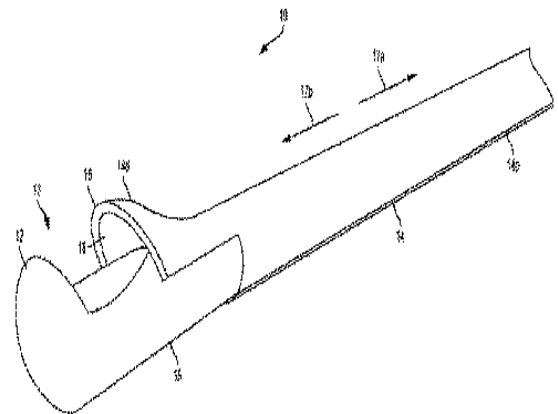


FIG. 1