(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6271120号
(P6271120)
(45)発行日　平成30年1月31日(2018.1.31)　(24)登録日　平成30年1月12日(2018.1.12)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 17/32 (2006.01)　A61B 17/32 510

請求項の数 12　外国語出願　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願2012-231513(P2012-231513)
(22)出願日　平成24年10月19日(2012.10.19)
(65)公開番号　特開2013-85963(P2013-85963A)
(43)公開日　平成25年5月13日(2013.5.13)
審査請求日　平成27年9月29日(2015.9.29)
(31)優先権主張番号　61/549,977
(32)優先日　平成23年10月21日(2011.10.21)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　13/653,497
(32)優先日　平成24年10月17日(2012.10.17)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　595057890
エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード　４５４５
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(74)代理人　100130384
弁理士　大島　孝文

最終頁に続く

(54)【発明の名称】切断及び凝固のための超音波装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波医療用装置であって、近位端及び遠位端を有する超音波導波管と、前記導波管の前記遠位端に取り付けられた、超音波により起動されるブレードであって、前記ブレードは第１組織接触表面、及び第２組織接触表面を有する、ブレードと、組織接触表面を有し、前記ブレードに対して枢動可能である第１クランプアームであって、前記第１クランプアームの少なくとも一部が前記ブレードから離間している開放位置、及び前記第１クランプアームの前記組織接触表面が前記ブレードの第１組織接触表面と隣接する閉鎖位置を有する、第１クランプアームと、組織接触表面を有し、前記ブレードに対して枢動可能である第２クランプアームであって、前記第２クランプアームの少なくとも一部が前記ブレードから離間する開放位置、及び前記第２クランプアームの前記組織接触表面が、前記ブレードの第２組織接触表面と隣接する閉鎖位置を有する、第２クランプアームと、を含み、
前記第１クランプアームが前記開放位置から前記閉鎖位置への移動面を画定し、前記移動面は、前記ブレードの第１組織接触表面および前記第１クランプアームの前記組織接触表面の垂線から、アプローチ角度θだけ角度を付けられている、超音波医療用装置。
【請求項２】
前記第１組織接触表面及び前記第２組織接触表面が交差して切断縁部を形成する、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項３】
前記ブレードが真っ直ぐである、請求項１に記載の超音波医療用装置。

【請求項４】
前記ブレードが湾曲している、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項５】
前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが前記閉鎖位置にあるときに、前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが間隙距離Ｇを画定する、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項６】
前記間隙距離Ｇが、約０．１３ｍｍ（０．００５インチ）～約３．８１ｍｍ（０．１５０インチ）の範囲に及ぶ、請求項５に記載の超音波医療用装置。
【請求項７】
前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが、一致して第１開放位置から第２閉鎖位置まで移動する、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項８】
前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが独立して動作可能である、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項９】
前記アプローチ角度θは、０°を除いた約－４５°～約４５°の範囲に及ぶ、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項１０】
前記第２クランプアームが前記開放位置から前記閉鎖位置への移動面を画定し、前記移動面は、前記ブレードの第２組織接触表面の垂線から、アプローチ角度θだけ角度を付けられている、請求項１に記載の超音波医療用装置。
【請求項１１】
前記アプローチ角度θは、０°を除いた約－４５°～約４５°の範囲に及ぶ、請求項１０に記載の超音波医療用装置。
【請求項１２】
前記第１組織接触表面と前記第２組織接触表面との交点が、約２０°～約１７０°の角度を画定する、請求項２に記載の超音波医療用装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
（関連出願の相互参照）
本出願は、その内容が本明細書において参照により組み込まれる、２０１１年１０月２１日出願の米国特許仮出願第６１／５４９，９７７号の優先権の利益を主張する。
【０００２】
（発明の分野）
本発明は一般的に超音波外科用システム、より具体的には、外科医が組織切断及び凝固、並びに向上した組織切開を行うことを可能にする、超音波装置に関連する。
【背景技術】
【０００３】
超音波手術器具は、そのような器具の特有の性能特性によって、外科的処置にますます広範に用いられるようになってきている。特定の器具の構成及び操作パラメータによっては、超音波外科用器具は、組織の切断及び凝固によるホメオスタシスを実質的に同時にもたらし、患者の外傷を望ましく最小限にすることができる。切断行為は、通常、器具の遠位端にあるエンドエフェクタ又はブレードの先端によって実現され、エンドエフェクタが接触した組織に超音波エネルギーが伝達される。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含む開腹手術用途、腹腔鏡又は内視鏡手術処置用に構成され得る。
【０００４】
外科用器具の中には超音波エネルギーを正確な切開及び凝固の調節の両方の目的で利用するものもある。超音波エネルギーは、電気外科手術で使用される温度より低い温度を使

用して切断及び凝固を行う。高周波（例えば、毎秒５５，５００回）で振動する超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性して、べったりとした凝塊を形成する。ブレード表面が組織に及ぼす圧力は血管を崩壊し、凝塊が止血シールを形成することを可能にする。切断及び凝固の精度は、外科医の技術、及び電力レベル、ブレードエッジ、組織のけん引摩擦（traction）、ブレード圧力の調整によって制御される。

【０００５】

患者の組織に超音波エネルギーを連結させるためにエンドエフェクタのブレードに組織を押し付けるためのクランプ機構を含む超音波手術器具が開発された。このような構成（場合により、クランプ凝固鋏（clamp coagulator shears）又は超音波横切装置（ultrasonic transector）とも呼ぶ）は、米国特許第５，３２２，０５５号、同第５，８７３，８７３号、及び同第６，３２５，８１１号において開示され、これらは全て本明細書において、参照により組み込まれる。外科医はクランプアームを起動し、把持部又はトリガーハンドルを圧迫することによって、クランプハンドルをブレードに押し付ける。クランプ凝固構成はまた、外科医が組織を切開することを可能にする。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

現在の器具の欠点のいくつかを克服する超音波手術器具を提供することが望ましいであろう。本明細書に記述する超音波手術器具は、それらの欠点を克服する。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

本発明自体は、しかしながら、編成及び操作方法のいずれに関しても、以下の添付の図面と共になされた以下の説明を参照することによって最良に理解され得る。

【図１】超音波外科用器具の一般的な構成の側面図。

【図２ａ】開放位置における、分岐クランプアームの姿勢の等角図。

【図２ｂ】分岐クランプアームが閉鎖位置にある、図２ａの姿勢の等角図。

【図３ａ】組織切開に使用される際の、従来技術のアーム及びブレードの図形表示。

【図３ｂ】組織切開に使用される際の、本発明の一実施形態の図形表示。

【図４】例えば切開部の形成など、組織切開に使用される際の、掘削動作に使用される、本発明の一実施形態の図形表示。

【図５ａ】凝固のみのモードにおける、分岐クランプの別の使用の図形表示。

【図５ｂ】部分的に開いた状態の、本発明の別の姿勢の等角遠位端であり、別個のクランプアーム間の間隙距離Ｇの例示。

【図６】クランプアームからブレードへのアプローチ角度を例示する、本発明の別の姿勢の、等角遠位端図。

【図７ａ】ブレードを部分的に被覆する、冷却及び／又は保護シースを例示する、本発明の別の実施形態の等角図。

【図７ｂ】明確性のために外部管及びクランプアームが取り除かれた、ブレードの冷却及び／又は保護のために使用される内部管の等角図。

【図８ａ】１つのクランプアームのみの制御を例示する、本発明の別の実施形態の側面図。

【図８ｂ】両方のクランプアームの制御を例示する、図８ａの実施形態の側面図。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

本発明を詳細に説明するのに先立ち、本発明は、その用途又は使用において添付の図面及び説明文で説明される部品の構成及び配置の細部に限定されるものではない点に留意されたい。本発明の例示的な実施形態は、他の実施形態、変形物、及び修正物において実践又は組み込まれてもよく、様々な方法で実行又は実施されることができる。更に、特に指示がない限り、本明細書に採用される用語及び表現は、読者の便宜上、本発明の例示的な実施形態を説明するために選択されており、本発明を制限するためではない。

【０００９】
「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、超音波外科用器具のハンドルアセンブリのハンドル部分を臨床医が把持することに関して使用されることが理解されるであろう。そのため、エンドエフェクタは、より近位のハンドル部分に対して遠位にある。更に、便利かつ明瞭にするため、「頂部」及び「底部」などの空間的用語も、本明細書において、ハンド部分を臨床医が把持することに関して使用されることが理解されるであろう。しかしながら、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用され得、これらの用語は、限定的及び絶対的であることを意図したものではない。「右」という用語は、遠位端から近位端への器具の「前側」を見るユーザの視点からの器具の右側を指す。「左」という用語は、遠位端から近位端への器具の「前側」を見るユーザの視点からの器具の左側を指す。「後ろ」という用語は、器具の近位端から遠位端を見るユーザの視点からの器具の後ろを指す。
【００１０】
更に、以下に記述される実施形態、実施形態の具現、実施例などの任意の１つ以上を、以下に記述される他の実施形態、実施形態の具現、実施例などの任意の１つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。
【００１１】
本発明は、外科手術中において、組織切開、切断及び／又は凝固を実行するように構成される、改善された超音波外科用器具を特に対象としている。この器具は、開腹又は腹腔鏡手術において、軟組織アクセスを促進するように構成されている。超音波エネルギーの選択的使用によって、多方面の用途が容易になる。本装置の超音波要素が作動していない場合には組織を切開又は損傷することなく思いどおりに組織を操作することができる。超音波構成要素が起動される際、超音波エネルギーは、組織切断及び凝固、又は組織凝固を単独で提供する。
【００１２】
以下の説明から明らかになるように、本発明の外科用装置は、その分かりやすい構造を利用した使い捨て用途のために特に構成される。したがって、装置は、外科用システムの部分において、又は器具内に封入されて、超音波発生器ユニットに付随して使用され、これによって発生器ユニットからの超音波エネルギーが、本外科用器具のための所望の超音波作動を提供するものと考えられる。本発明の原理を具体化する外科用器具は、非使い捨て式、又は複数回使用されるように構成され、関連する超音波発生器ユニットと取り外し不可能に一体化することができるということが認識されるであろう。しかし、本発明の外科用器具を付随の超音波発振器ユニットに取り外し可能に接続し、本装置を一患者使用向けとすることが本発明では好ましい。
【００１３】
図１は、超音波外科用器具１００の一実施形態の右側面図である。示された実施形態では、超音波外科用器具１００は、内視鏡又は従来の開腹外科的処置を含む様々な外科的処置において使用することができる。一実施形態では、超音波外科用器具１００は、ハウジングアセンブリ１０２と、細長内視鏡シャフトアセンブリ１１０と、超音波変換器１１４とを備える。ハウジングアセンブリ１０２は、トリガーアセンブリ１０４と、遠位回転アセンブリ１０６と、スイッチアセンブリ１０８とを備える。細長内視鏡シャフトアセンブリ１１０は、超音波導波管１１３、及び導波管の遠位端に位置するエンドエフェクタアセンブリ１１２を含む。エンドエフェクタ１１２は、組織を切開するか、又は血管及び／若しくは組織を相互に把持し、切断し、凝固するための要素を含む。ハウジングアセンブリ１０２は、近位端で超音波変換器１１４を受容するように適合される。超音波変換器１１４は、導波管１１３、及びエンドエフェクタアセンブリ１１２に機械的に係合する。超音波変換器１１４は、ケーブル１１８を介して発生器１１６に電気的に連結される。図面のほとんどが、内視鏡外科手術に関連する使用のためのエンドエフェクタアセンブリ１１２を描写するが、超音波外科用器具１００は、より従来的な開腹外科手術において使用される場合がある。本明細書における目的のために、超音波外科用器具１００は、内視鏡器具

に関して記載されるが、開腹型の超音波外科用器具１００も、本明細書において記載されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び機構を含むことができることが想定される。更に、例えば、その内容が本明細書において参照として組み込まれる米国特許出願第１２／５０３，７７０号に開示されるような外科用器具１００の他の実施形態が想到される。

【００１４】

超音波変換器１１４は、超音波信号発生器１１６からの電気信号を機械的エネルギーに変換し、これは主に、超音波変換器１１４、及びエンドエフェクタアセンブリ１１２のブレード２（図２ａ）部分の、超音波周波数における、長手方向の振動運動の定在音波を生じる。湾曲したブレードなど、別の実施形態において、超音波変換器の振動運動により、湾曲したブレードが移動面において振動し得る。好適な発生器は、Ｅｔｈｉｃｏｎ Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ．（Ｃｉｎｃｉｎｎａｔｉ，Ｏｈｉｏ）から、モデル番号ＧＥＮ１１として入手可能である。超音波外科用器具１００は、共鳴で操作するように設計され、それにより、所定の振幅の音響定常波パターンが生み出される。音響アセンブリに沿った任意の時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位置に基づく。振動運動定常波における最小又はゼロ交差は、一般的にノード（すなわち、運動が最小である）として称され、定常波における局所的最大絶対値又はピークは、一般的に、アンチノード（すなわち、局所的運動は最大である）として称される。アンチノードとその最も近いノードとの間の距離は、４分の１波長（λ／４）である。

【００１５】

図２ａ及び図２ｂは、分岐クランプアーム４と、縁部２２、及び縁部２２から横方向に延びる２つの封止区域１８及び２０を有するブレード２と、を含む、本発明の一実施形態による、エンドエフェクタ１１２を開示する。縁部２２は、鋭い縁部として図示されるが、縁部２２は、狭くても、広くてもよい。更に、ブレード２は、真っ直ぐなブレードとして（すなわち、湾曲がない）図示されるが、本発明は、米国特許第６，３２５，８１１号に開示されるような湾曲したブレードにも同等に適用できる。縁部２２は切断ゾーンを提供し、それによってクランプアーム１０、１４の下方圧力が、縁部２２に対して組織を引き、それによって組織を切断する。隣接する封止表面１８、２０は、血管封止を形成する。第１実施形態の１つの姿勢において、封止表面１８、２０は、入手可能な超音波器具よりも、表面積が大きく、したがってより強い組織封止を提供する。例えば、０．０１８インチの封止表面積が、５ｍｍの血管封止を達成するための、必要最低限の面積であるということが理解される。封止表面１８、２０は、２．９ｍ^2（０．４５平方インチ）～６．４５ｍ^2（０．１０平方インチ）の大きさであり得る。

【００１６】

分岐クランプアーム４は、第１クランプ要素１０及び第２クランプ要素１４を含む。各クランプ要素は、図２ｂに示されるように、各封止表面１８、２０と係合するために、組織パッド１２、１６を含む。組織パッド１２、１６は、ＴＥＦＬＯＮ（登録商標）、又は他の任意の好適な低摩擦材料から形成されてもよい。組織パッド１２、１６は、米国特許第７，５４４，２００号、及び米国特許出願第１１／７５１，７３３号、及び同第１２／３５７，８４６号に開示される２つ以上の好適な材料を含んでもよく、これらは本明細書において参照として組み込まれる。第１実施形態のこれらの姿勢において、クランプ要素１０、１４のそれぞれは、上記にて参照された米国特許において開示されるように、ピン又はタブ枢動手段、及び内部管に取り付けられた駆動ピンの手段により、外部管２４の遠位端に取り付けられる。

【００１７】

エンドエフェクタ１１２を使用する組織切開は、図３ａにおいて図示される従来的な単一クランプジョー装置と比較して、二点において有利である。図３ｂに図示されるように、従来技術の単一クランプ及びブレードの矢印Ｃによって示される単一の方向に対し、本発明による分岐クランプジョーは、組織ウィンドー又は開口部（すなわち、切開部）Ｏを矢印Ａ及びＢによって示される二方向に形成するように組織Ｔを伸張し、したがって外科

医が、エンドエフェクタ１１２の単一の開放及び閉鎖機能において組織開口部を拡張するための効率性を改善する。当業者におって明白であるが、クランプ要素１０、１４（図２ａ）の間の分離角度βは、組織開口部Ｏの寸法を決定し、設計者に委ねられる。

【００１８】

更に、電圧を印加された切開において、本発明の分岐クランプアームの実施形態は、２つのジョーの装置による背部切開と比較して、図４に図示されるように、Ｄ方向における押圧又は掘削動作によって、組織平面の分離及び横切を提供する。従来技術の単一のクランプ及びブレード設計による「掘削」は、背部切断縁部の反対側の面におけるクランプアームにより阻止され得る。本開示の分岐クランプアームの実施形態は、切断縁部と同じ側にクランプアームを有し、よってクランプアームが動作と干渉しない。本実施形態は、膀胱などのデリケートな構造から、組織面を分離及び切断するために特に有用である。分岐クランプアーム構成は、十分な組織伸張を達成することが困難である場合に、横切による、剪断補助による達成という、追加的な利益を有する。

【００１９】

図５ａ及び図５ｂを参照し、本発明の本実施形態の別の姿勢は、「凝固のみ」のモードの動作を提供する。具体的に、クランプ要素１０及び１４は、クランプ要素の間の間隙距離Ｇを画定し、それによって１つの要素のみが単一の封止表面に対して組織を圧迫し、切断縁部を迂回することを可能にする。好ましくは、間隙距離Ｇは、約０．１３ｍｍ（０．００５インチ）～約３．８１ｍｍ（０．１５０インチ）、及びより好ましくは約１．２７ｍｍ（０．０５０インチ）の範囲である。図５ａに図示されるように、クランプ要素１０及び組織パッド１２は、封止表面１８に対して血管Ｖを含む。クランプ要素１４は組織Ｖに係合しないため、組織Ｖは切断縁部２２にわたって伸張されず、よって血管Ｖを切断又はせん断力に供さない。このような構成は、遥かに遅いせん断時間を生じ、これを、組織を切断せずに組織の凝固のみを行うために好適なものとする。

【００２０】

図６を参照し、本実施形態の別の姿勢において、ブレード２は合計ブレード角度αを画定する。角度αは、封止表面１８、２０の交点によって形成され、約２０°～約１７０°の角度を有する。クランプ要素１０、１４はまた、アプローチ角θを画定し、これは、各封止表面１８、２０の垂線Ｎに対する開放から閉鎖、及び閉鎖から開放位置のクランプ要素１０、１４の矢印Ａの方向（又はＡ’の方向における－θ）の方向に移動面を画定する。小さいアプローチ角度θは、組織を切開するためのより遅い時間を呈し、一方でより大きなアプローチ角度θは、組織を切開するためのより速い時間を呈する。したがって、アプローチ角度θはまた、組織凝固又は止血に影響し、より速い切断（より大きなアプローチ角度θ）は、限定された組織凝固又は封止強度を提供し、より遅い切断（より小さいアプローチ角度θ）はより良好な組織凝固又は堅牢な組織強度を提供する。マイナスのθは、切断しない封止を提供する（矢印Ａ’）。好ましくは、かつθの値にかかわらず、クランプ要素１０、１４は、各封止表面１８、２０と面一の接触を形成する（垂直方向）。アプローチ角度θは、０～約４５°であってもよく、アプローチ角度－θは、０°～約－４５°であってもよい。アプローチ角度θは、クランプ要素及び旋回軸の幾何学的構成の関数である。当業者に理解されるように、封止表面と面一の接触を維持しながら、非垂直なアプローチ角度は、クランプアームの幾何形状を調節し、各クランプ部材の旋回軸をクランプアーム表面に対して角度付けすることによって達成され得る。必要とされる構造を達成するための他の機構は、当業者に委ねられる。更に、当業者に明白であるように、アプローチ角度θは、各クランプ要素１０、１４において異なる場合がある。

【００２１】

本実施形態の第１実施形態の更なる姿勢において、図７ａ及び図７ｂは、内部管２６がブレード２の後側に沿って延びる、動作中の冷却チャネル２８を開示する。内部管及び一連の孔２９を通じたルーメンは、ブレード２への生理食塩水又は空気流を供給する。内部管２６の延長はまた、組織が意図せずしてブレード２と接触することを防ぐための保護シースとして機能する。

【００２２】
第１実施形態の更なる姿勢において、図８ａ及び図８ｂに図示される制御機構が図示され、これはクランプ要素１０、１４の両方の別個の制御を可能にする。図示されるように、内部管２６は、２つの別個の要素２６ａ及び２６ｂに分岐し、これは、２つのクランプ要素１０、１４それぞれの、別個の制御を可能にする。この姿勢において、例えば、ばね鋼又はニチロールから作製される、選択的に起動される係合機構３２は、係合タブ部材３６を介して、分岐内部管２６ｂと選択的に係合し、並びに分岐内部管２６ｂを選択的に外す。選択スイッチ３４は、シャフトに沿って軸方向に摺動することにより、係合機構３２が分岐内部管２６ｂと係合し、並びに分岐内部管２６ｂを外すのを制御する。見られるように、選択スイッチ３４は、押圧要素３６、３８に動作可能に連結され、これらは別個の要素であり得るか、又は例えばドーナツ型押圧要素など、共に接合されてもよい。

【００２３】
使用中、両方の内部管２６ａ、２６ｂは、選択スイッチ３４を遠位方向に摺動することによって、ユーザーによって係合することができる（図８ｂ）。これは、トリガー１０４がクランプ要素１０、１４の両方を同時に閉鎖するか、ブレード２と、クランプ要素１０、１４との間に一致して組織を係合させることを可能にする。選択スイッチを近位方向に摺動することにより（図８ａ）、クランプ要素１０、１４はオフセットするように動作し、それによって係合要素３２は分岐内部管２６ｂから外れ、これはトリガー１０４がクランプ要素１０を閉じて組織と係合させることを防ぎ、上記のように封止モードにおいて、クランプ要素１４のみがブレード２との間で組織に係合するようにもたらす。

【００２４】
本実施形態の姿勢は、外れることができる、１つのクランプ要素のみを図示するが、２つの選択的に起動する係合機構を有することは、クランプ要素１０又はクランプ要素１４のいずれかの選択的な起動、又はクランプ要素１０、１４両方の選択的な起動を可能にする。これは、各係合要素３０、３２に対して、相対する端部において係合タブを有することにより、行われ得る。係合機構は様々な形状であってもよく、各内部管側部につき、２つ以上の係合タブが存在してもよい。

【００２５】
いくつかの実施形態の説明によって本発明を例示してきたが、添付の請求項の趣旨及び範囲をそのような詳細に限定又は制限することは、出願者の意図ではない。当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変形、変更、及び代用が想到されるであろう。更に、本発明に付随するそれぞれの要素の構造は、その要素によって実行される機能を提供するための手段としてもまた説明され得る。したがって本発明は、付属の特許請求の範囲の趣旨及び範囲によってのみ限定されるものとする。

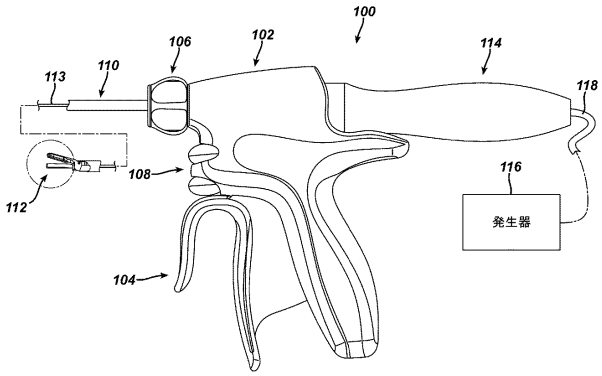
【００２６】
〔実施の態様〕
（１）　超音波医療用装置であって、近位端及び遠位端を有する超音波導波管と、前記導波管の前記遠位端に取り付けられた、超音波により起動されるブレードであって、前記ブレードは第１組織接触表面、及び第２組織接触表面を有する、ブレードと、組織接触表面を有し、前記ブレードに対して枢動可能である第１クランプアームであって、前記第１クランプアームの少なくとも一部が前記ブレードから離間している開放位置、及び前記第１クランプアームの前記組織接触表面が前記ブレードの第１組織接触表面と隣接する閉鎖位置を有する、第１クランプアームと、組織接触表面を有し、前記ブレードに対して枢動可能である第２クランプアームであって、前記第２クランプアームの少なくとも一部が前記ブレードから離間する開放位置、及び前記第２クランプアームの前記組織接触表面が、前記ブレードの第２組織接触表面と隣接する閉鎖位置を有する、第２クランプアームと、を含む、超音波医療用装置。
（２）　前記第１組織接触表面及び前記第２組織接触表面が交差して切断縁部を形成する、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（３）　前記ブレードが真っ直ぐである、実施態様１に記載の超音波医療用装置。

（４）　前記ブレードが湾曲している、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（５）　前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが前記閉鎖位置にあるときに、前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが間隙距離Ｇを画定する、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（６）　前記間隙距離Ｇが、約０．１３ｍｍ（０．００５インチ）～約３．８１ｍｍ（０．１５０インチ）の範囲に及ぶ、実施態様５に記載の超音波医療用装置。
（７）　前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームが、一致して第１開放位置から第２閉鎖位置まで移動する、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（８）　前記第１クランプアーム及び前記第２クランプアームがオフセットするように動作する、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（９）　前記第１クランプアームが前記開放位置から前記閉鎖位置への移動面を画定し、前記移動面は、前記ブレードの第１組織接触表面の垂線から、アプローチ角度θだけオフセットしている、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（１０）　前記アプローチ角度θは、約－４５°～約４５°の範囲に及ぶ、実施態様９に記載の超音波医療用装置。

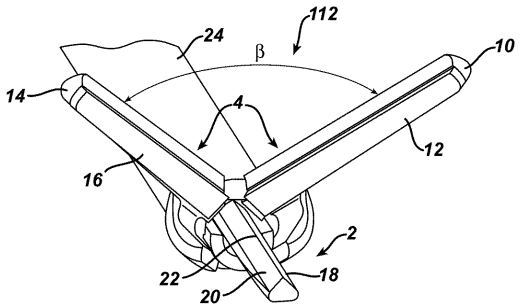
【００２７】

（１１）　前記第２クランプアームが前記開放位置から前記閉鎖位置への移動面を画定し、前記移動面は、前記ブレードの第２組織接触表面の垂線から、アプローチ角度θだけオフセットしている、実施態様１に記載の超音波医療用装置。
（１２）　前記アプローチ角度θは、約－４５°～約４５°の範囲に及ぶ、実施態様１１に記載の超音波医療用装置。
（１３）　前記第１組織接触表面と前記第２組織接触表面との交点が、約２０°～約１７０°の角度を画定する、実施態様２に記載の超音波医療用装置。

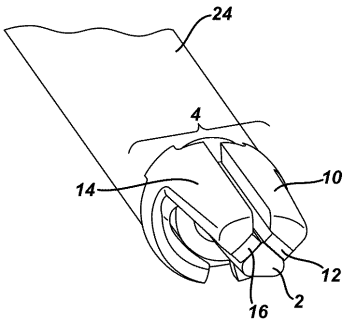
【図１】



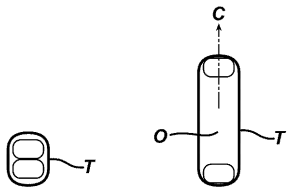
【図２ａ】



【図２ｂ】

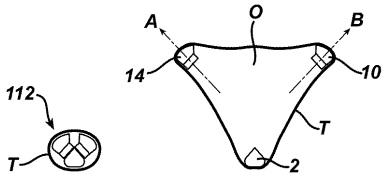


【図３ａ】

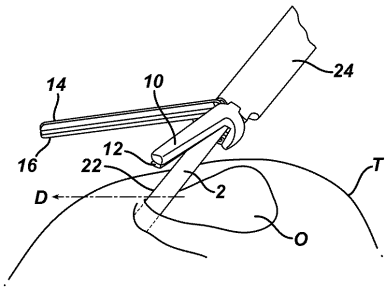


従来技術

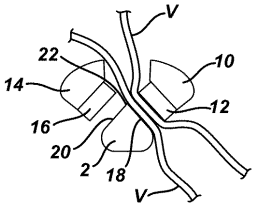
【図３ｂ】



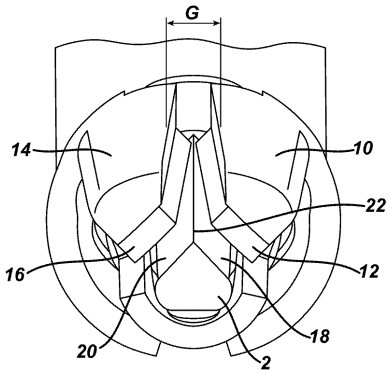
【図４】



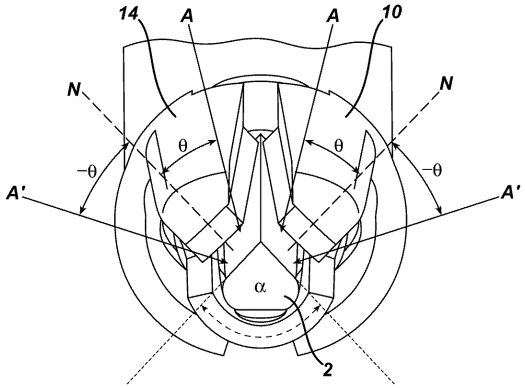
【図５ａ】



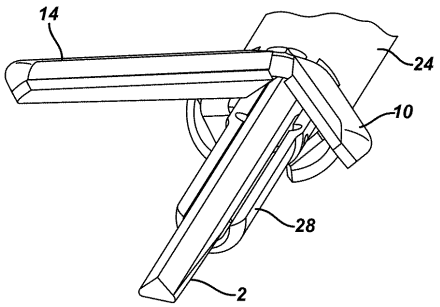
【図５ｂ】



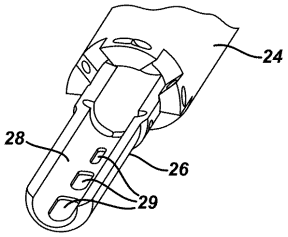
【図６】



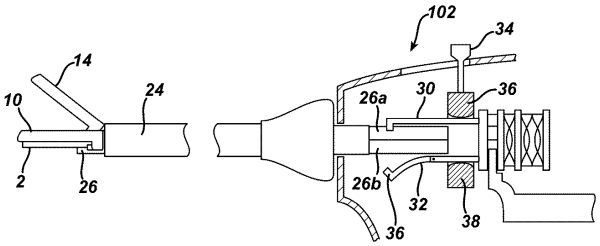
【図７ａ】



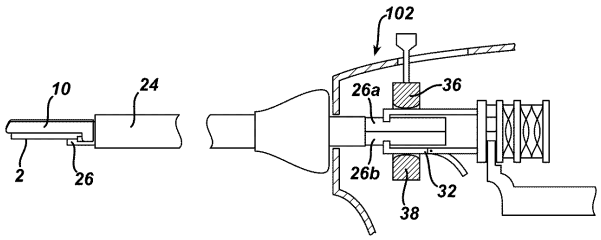
【図７ｂ】



【図８ａ】



【図８ｂ】



フロントページの続き

(72)発明者　リチャード・ダブリュ・ティム
アメリカ合衆国、４５２０９　オハイオ州、シンシナティ、ミノット・アベニュー　２７８７
(72)発明者　チャールズ・ジェイ・シャイブ
アメリカ合衆国、４５１４０　オハイオ州、ラブランド、ドンウィドル・ドライブ　１１３２９
(72)発明者　エイミー・エル・マルコット
アメリカ合衆国、４５０４０　オハイオ州、メーソン、ロスト・ウィロー・ドライブ　３８７７
(72)発明者　ライアン・エム・アッシャー
アメリカ合衆国、４５２４１　オハイオ州、シンシナティ、ロベリア・ドライブ　３５５６
(72)発明者　ジョン・ビー・シュルテ
アメリカ合衆国、４５０６９　オハイオ州、ウエスト・チェスター、ティンバーウッド・ドライブ　６７６９
(72)発明者　ジェイコブ・エス・ジー
アメリカ合衆国、４５２４１　オハイオ州、シンシナティ、ロード・アルフレッド・コート　５０６０

審査官　宮下　浩次

(56)参考文献　特開２００８－０１１９８７（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５０３５０６（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－１３６８４５（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－０５０１８１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１７／００　－　１７／９４

专利名称(译)	用于切割和凝固的超声波装置		
公开(公告)号	JP6271120B2	公开(公告)日	2018-01-31
申请号	JP2012231513	申请日	2012-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	リチャードダブリュティム チャールズジェイシャイブ エイミーエルマルコット ライアンエムアッシャー ジョンビーシュルテ ジェイコブエスジー		
发明人	リチャード·ダブリュ·ティム チャールズ·ジェイ·シャイブ エイミー·エル·マルコット ライアン·エム·アッシャー ジョン·ビー·シュルテ ジェイコブ·エス·ジー		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/2804 A61B17/295 A61B17/320092 A61B2017/2926 A61B2017/2938 A61B2017/320078 A61B2017/320094 A61B2017/320095 F04C2270/041		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/JJ15 4C160/JJ46		
审查员(译)	宫浩二		
优先权	61/549977 2011-10-21 US 13/653497 2012-10-17 US		
其他公开文献	JP2013085963A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波钳夹凝固器组件，其配置成允许在外科手术过程中选择性地切割，凝固和夹紧组织。注意：该组件包括：具有第一和第二组织接触表面的刀片;夹紧机构，包括第一和第二夹臂，它们可枢转地安装在器械的远端部分，用于分别夹紧第一和第二组织接触表面之间的组织。

(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6271120号
(P6271120)
(45)発行日　平成30年1月31日(2018.1.31)　(24)登録日　平成30年1月12日(2018.1.12)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 17/32 (2006.01)　　A61B 17/32 510

請求項の数 12 外国語出願 (全 10 頁)

(21)出願番号　特願2012-231513(P2012-231513)
(22)出願日　平成24年10月19日(2012.10.19)
(65)公開番号　特開2013-85963(P2013-85963A)
(43)公開日　平成25年5月13日(2013.5.13)
審査請求日　平成27年9月29日(2015.9.29)
(31)優先権主張番号　61/549,977
(32)優先日　平成23年10月21日(2011.10.21)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　13/653,497
(32)優先日　平成24年10月17日(2012.10.17)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　595057890
エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード　４５４５
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(74)代理人　100130384
弁理士　大島　孝文

最終頁に続く

(54)【発明の名称】切断及び凝固のための超音波装置