(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2014-518669
(P2014-518669A)
(43)公表日　平成26年8月7日(2014.8.7)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 18/00 (2006.01)	A61B 17/36 330	4C160

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 26 頁）

(21)出願番号	特願2014-508122 (P2014-508122)
(86)(22)出願日	平成24年4月27日 (2012.4.27)
(85)翻訳文提出日	平成25年12月24日 (2013.12.24)
(86)国際出願番号	PCT/US2012/035508
(87)国際公開番号	WO2012/149361
(87)国際公開日	平成24年11月1日 (2012.11.1)
(31)優先権主張番号	61/479,901
(32)優先日	平成23年4月28日 (2011.4.28)
(33)優先権主張国	米国 (US)

(71)出願人　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)【要約】
精密かつ繊細な手術処置において必要となる選択的切断、凝固、及び微細な切離を可能にするように構成される、超音波アセンブリ。平衡が取れたブレードは、種々の手術処置における微細な切離及び切断を促進する、丸められた遠位端と、凹状エッジとを提供する。ブレードは、ブレード先端での改善された可視性のために、曲線状であり、多数の組織への作用、凝固、切断、切離、局所凝固、先端穿通、及び先端引っかきを提供するように設計される。該アセンブリは、外科医の人間工学的把持及び操作を提供するように構成される、手作動を特徴とする。該アセンブリは、ユーザーが選択可能なブレード回転を更に特徴とする。指スイッチは、手術器具を把持するのが右手であるか、又は左手であるかに関わらず、ユーザーの人差し指の自然な軸線方向運動の範囲内に定置される。

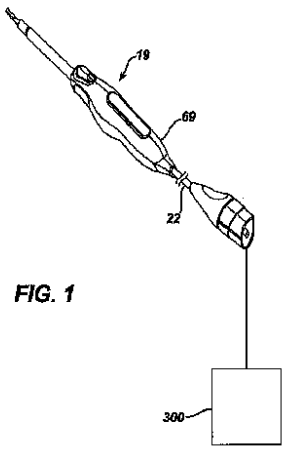


FIG. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波装置であって、
近位端及び遠位端を有する、中心縦軸線を有する導波管と、
前記導波管の遠位端に隣接するブレードと、を備え、
前記ブレードが、中央部分及び外側部分を伴う丸められた遠位端を有し、前記丸められた端の前記中央部分が、前記中心軸線に沿って前記外側部分より遠位に長く延在し、
前記ブレードが、前記丸められた遠位端の外側部分に隣接する凹状エッジを有し、前記凹状エッジが、前記中心軸線に沿って近位に延在する、超音波装置。
【請求項２】
前記凹状エッジ及び前記丸められた遠位端が、前記中心軸線に対して実質的に対称である、請求項１に記載の超音波装置。
【請求項３】
前記ブレードの断面が、断面幅と、中央上隆起部と、中央下隆起部とを有し、前記ブレードが、前記中央上隆起部及び前記中央下隆起部から鈍角で外側に延在し、前記凹状エッジを形成する、請求項１に記載の超音波装置。
【請求項４】
前記ブレードの丸められた端が、前記中心縦軸線から近位に離れて曲線を描く、請求項２に記載の超音波装置。
【請求項５】
前記丸められた端が、前記凹状エッジの前記断面幅を超える幅を有する、請求項４に記載の超音波装置。
【請求項６】
超音波装置であって、
中心軸線を画定する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る超音波作動ブレードと、
近位端及び遠位端を有するハウジングであって、ユーザーによって鉛筆のように保持されるように適応される、ハウジングと、
前記導波管と機械的に連通した状態で、前記ハウジング内に配置されるトランスデューサと、
近位端及び遠位端を有する前記導波管の周囲に配置されるシースであって、前記近位のシースの一部分が、前記ハウジングの遠位端内に配置され、前記部分が、前記トランスデューサに機械的に係合する、シースと、
実質的に前記ハウジングの遠位端内に位置する、前記シースの近位端の周囲に配置されるバネと、
ハンドル内に配置される停止歯と、
前記停止歯と選択的に機械的に連通した状態で、前記シースの近位端の周囲に配置される係合歯と、を備える、超音波装置。
【請求項７】
前記ブレードが、中央部分及び外側部分を伴う丸められた遠位端を更に備え、前記丸められた端の前記中央部分が、前記中心軸線に沿って前記外側部分より遠位に長く延在し、前記ブレードが、前記丸められた遠位端の外側部分の近位に凹状エッジを有し、前記凹状エッジが、前記中心軸線に沿って近位に延在する、請求項６に記載の超音波装置。
【請求項８】
前記シースの遠位端と前記ブレードとの間に配置される遠位導波管カバーを更に備える、請求項７に記載の超音波装置。
【請求項９】
前記カバーが、エラストマー材で構成される、請求項８に記載の超音波装置。
【請求項１０】
前記カバーが、少なくとも２つの不連続なセクションで構成される、請求項９に記載の

超音波装置。
【請求項１１】
超音波ブレードアセンブリを回転させる方法であって、
超音波器具を取得することであって、前記器具が、
中心軸線を画定する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る超音波作動ブレードと、
近位端及び遠位端を有するハウジングであって、ユーザーによって鉛筆のように保持されるように適応される、ハウジングと、
前記導波管と機械的に連通した状態で、前記ハウジング内に配置されるトランスデューサと、
近位端及び遠位端を有する前記導波管の周囲に配置されるシースであって、前記近位のシースの一部分が、前記ハウジングの遠位端内に配置され、前記シースが、前記トランスデューサと回転係合している、シースと、
実質的に前記ハウジングの遠位端内に位置する、前記シースの近位端の周囲に配置されるバネと、
ハンドル内に配置される係止歯と、
前記停止歯と選択的に機械的に連通した状態で、前記シースの近位端の周囲に配置される係合歯と、を備える、ことと、
前記シース上に遠位縦力を印加して前記シースを第１の位置に移動させ、それによって前記係合歯を前記停止歯から係合解除させることと、
前記シースが前記第１の位置にある間に、前記シースに回転力を印加し、それによって前記シース及び前記ブレードを回転させることと、
前記シースを解放し、前記バネが前記シースを近位に付勢して、係合歯を前記停止歯と係合させ、それによって更なる回転を防止することと、を含む、方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
（関連出願の相互参照）
本願は、２０１１年４月２８日に出願された、名称が「Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｄｅｖｉｃｅ ｆｏｒ Ｃｕｔｔｉｎｇ ａｎｄ Ｃｏａｇｕｌａｔｉｎｇ」の米国仮特許出願第６１／４７９，９０１号の優先権を主張する。
【０００２】
（発明の分野）
本超音波装置は、概して、超音波手術システムに関し、より具体的には、外科医が整形外科処置において切断及び凝固を実施することを可能にする、超音波装置に関する。
【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的特徴のおかげで、手術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、超音波手術器具は、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、エンドエフェクタと接触した組織に超音波エネルギーを伝達する。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】
しかしながら、現在入手可能な最新式のエネルギー器具は、特に整形外科手術処置用には設計されていない。それらは、そのような処置に必要とされる快適さ及び多用途性に欠けている。
【０００５】
外科器具の中には超音波エネルギーを正確な切断及び凝固の調節の両方の目的で利用す

るものもある。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。高振動数（例えば、１秒当たり５５，５００回）で振動させることによって、超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性させて、べたっ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、並びに電力レベル、ブレードエッジ、組織のけん引摩擦（traction）、及びブレード圧力の調整によって制御される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

整形外科及び他の手術処置で使用するために入手可能な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れ得る。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】

超音波装置の新規の特徴は、添付の「特許請求の範囲」に具体的に説明される。しかしながら、超音波装置自体は、以下の添付の図面と併せて以下の説明を参照することによって、編成及び操作方法の両方に関して最良に理解され得る。

【図１】本超音波装置の斜視図である。

【図２】本超音波装置の一具現の組立て図である。

【図３】本超音波装置による、導波管及びブレード設計の第１の具現の平面図である。

【図４】本超音波装置による、導波管及びブレード設計の第１の具現の正面図である。

【図５】本超音波装置による、第１の具現のブレード設計の分解組立て平面図である。

【図６】本超音波装置による、第１の具現のブレード設計の分解組立て正面図である。

【図７】本超音波装置による、第１の具現のブレード設計の断面の切断図である。

【図８】本超音波装置による、導波管及びブレード設計の第２の具現の平面図である。

【図９】本超音波装置による、導波管及びブレード設計の第２の具現の正面図である。

【図１０】本超音波装置による、第２の具現のブレード設計の分解組立て平面図である。

【図１１】本超音波装置による、第２の具現のブレード設計の分解組立て正面図である。

【図１２】第２の具現のブレード設計の断面の切断図である。

【図１３】本超音波装置の第２の具現のブレード設計の前面図である。

【図１４】コーティングを伴う本超音波装置の実施形態の、ブレードの異なる領域を示す斜視図である。

【図１５Ａ】シース及びトランスデューサの斜視図である。

【図１５Ｂ】本超音波装置の回転及び係止機構の切断図である。

【図１６Ａ】導波管カバーの斜視図である。

【図１６Ｂ】導波管カバーの代替えの具現の正面図である。

【図１７Ａ】導波管カバーの別の具現の斜視図である。

【図１７Ｂ】導波管カバーの別の具現の正面図である。

【図１７Ｃ】導波管カバーの別の具現の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

本超音波装置を詳細に説明する前に、本超音波装置は、用途又は使用法において、添付の図面及び説明に記載される部品の構造並びに配設の詳細に限定されないことに留意されたい。本超音波装置の例示的な実施形態は、他の実施形態、変形物、及び修正物で実現されるか、又はそれに組み込まれてもよく、様々な方法で実践又は実施されてもよい。更に、特に明記しない限り、本明細書で採用される用語及び表現は、本超音波装置を限定するためではなく、読者の便宜のために、本超音波装置の例示的な実施形態を説明するために選択されている。

【０００９】

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。

【００１０】

本超音波装置は、特に、整形外科若しくは神経系手術などの手術処置中に、組織の切離、切断、及び／又は凝固をもたらすために構成される、改善された超音波手術器具を目的とする。器具は、直視下での広範囲の後方脊椎処置における軟組織へのアクセスを容易にするように構成される。筋膜及び腱などの筋肉並びに丈夫な組織を切離し、骨膜及び腱の付着部などの組織を骨から切離する、止血ブレードを開示する。本装置は、直視下手術処置で使用するために構成されるが、腹腔鏡及び他の低侵襲手術処置などの他の種類の手術にも適用される。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、組織を切断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。超音波要素が作動している場合には、超音波エネルギーは、組織切断及び凝固の両方を提供する。

【００１１】

更に、本超音波装置は、ブレードのみの器具の観点から開示される。本明細書に開示される実施形態は、米国特許第５，８７３，８７３号及び同第６，７７３，４４４号に例示的に開示されるようなクランプ凝固器具にも同様に適用されるため、この特徴は、限定であることは意図されない。

【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、本装置は、手術システムの超音波発生ユニットと関連して使用され、発生ユニットからの超音波エネルギーは、本手術器具に所望の超音波作動を提供することが熟考される。本超音波装置の原理を具現化する手術器具は、非使い捨て式に、すなわち複数回使用されるように、関連する超音波発生ユニットと取り外し不可能に一体化されるように構成することができることが理解される。

【００１３】

超音波装置のいくつかの現在の設計は、手術器具に電力供給するために、フットペダルを利用する。外科医は、切断ブレードに伝達されるエネルギーを提供する発生器を作動させるために、フットペダルを操作し、その一方で同時に、組織の切断及び凝固のために、超音波ブレードで組織を加圧する。このタイプの器具の作動に伴う主な欠点としては、外科医がフットペダルを探す間の手術場所への集中の損失、処置が行われる間の外科医の動きをフットペダルが妨害、及び長時間の場合の外科医の脚の疲労が挙げられる。

【００１４】

エンドエフェクタに沿った質量の再位置付けを含む、曲線エンドエフェクタの平衡を取るための様々な手段が開示されてきた。そのような方法の欠点は、ｉ）曲線領域での応力が高いために、手術中に金属と接触した場合にエンドエフェクタが破壊されやすいこと、ｉｉ）より短い有効長であるために、施術対象となり得る血管サイズが制限されること（有効長は、ブレードの遠位端から、その変位がその遠位端での変位の半分である場所までの長さと定義される）、及び／又はｉｉｉ）直交変位を分離して平衡する能力がないことである。

【００１５】

本超音波手術器具は、切断及び凝固のための万能のトランスミッションアセンブリを提供することによって、整形外科又は神経系手術で使用される従来の器具の不利点を克服する。本超音波器具は更に、外科医がトランスミッションアセンブリを選択的に回転させることを可能にし、超音波器具の人間工学的使用を促進する。

【００１６】

ここで具体的に図１を参照すると、本超音波装置による、超音波手術器具１９を含む手術システムの実施形態が図示されている。手術システム１９は、ケーブル２２（一定の縮

尺で示されていない）を介して超音波トランスデューサ５０に接続される超音波発生器３００と、超音波手術器具１９とを含む。いくつかの手術器具では、外科医は、様々な処置及び手術中に、超音波トランスデューサ５０を把持して操作し得るため、多くの用途で、超音波トランスデューサ５０はまた、典型的に、「ハンドピースアセンブリ」又は「ハンドピース」とも呼ばれることに留意する。好適な発生器３００は、オハイオ州シンシナティにあるＥｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．によって販売される、ＧＥＮ０４又はＧＥＮ１１である。好適なトランスデューサは、参照することによってその全体の内容が本明細書に組み込まれる、２００６年１０月１０日に出願された、名称が「ＭＥＤＩＣＡＬ　ＵＬＴＲＡＳＯＵＮＤ　ＳＹＳＴＥＭ　ＡＮＤ　ＨＡＮＤＰＩＥＣＥ　ＡＮＤ　ＭＥＴＨＯＤＳ　ＦＯＲ　ＭＡＫＩＮＧ　ＡＮＤ　ＴＵＮＩＮＧ」の同時係属中の米国特許出願第１１／５４５，７８４号に開示されている。遠隔発生器及び電源が開示されているが、装置１９は、係留線のない操作のために、参照することによって本明細書に組み込まれる米国特許出願第１３／２７５，４９５号に開示されるような発生器及び電源を組み込んでもよいことが熟考される。

【００１７】

超音波トランスデューサ５０及び超音波導波管８０は共に、本手術システム１９の音響アセンブリを提供し、音響アセンブリは、発生器３００によって、又は係留線のない実施形態では、オンボード電源及び発生器によって動力供給される際、手術処置のための超音波エネルギーを提供する。手術器具１９の音響アセンブリは、一般的に、第１の音響部分と、第２の音響部分とを含む。本実施形態では、第１の音響部分は、超音波トランスデューサ５０の超音波作動部分を備え、第２の音響部分は、超音波作動導波管８０及びブレード７９を備える。更に、本実施形態では、第１の音響部分のトランスデューサ５０の遠位端は、例えば、ねじ接続によって導波管８０の近位端に動作可能に連結される。

【００１８】

超音波手術器具１９は、オペレータをトランスデューサ５０内に包含される音響アセンブリの振動から隔離するように適応された複数の部品からなるハンドルアセンブリ６９（ハンドルシュラウド半部６９Ａ及び６９Ｂで構成される）を含む。ハンドルアセンブリ６９は、ユーザーによって従来のように保持されるように形状化することができるが、本超音波手術器具１９は、主として、器具のハンドルアセンブリ６９によって提供される鉛筆のような配設で把持されて操作されることが熟考され、ハンドル６９は、手の表面上の人差し指と親指との間に置かれ、親指及び中指によって把持されるように適応される。器具には、このように保持される際に人差し指によって作動されるように適応されたスイッチ又はトリガが、器具１９の上部に更に提供される。

【００１９】

複数の部品からなるハンドルアセンブリ６９Ａ、６９Ｂが図示されているが、ハンドルアセンブリ６９は、単一又は一体の要素を構成してもよい。ハンドルアセンブリ６９への超音波トランスデューサ５０の挿入によって、超音波手術器具１９の近位端は、超音波トランスデューサの遠位端を受け入れ、それに適合する。超音波手術器具１９は、ユニットとして超音波トランスデューサ５０に取り付けること、及びそれから取り外すことができる。トランスデューサ５０及びハンドル６９は、トランスデューサ５０がハンドル６９内で回転することを可能にするように適応されてもよく、トランスデューサ５０は、ハンドル６９内に取り外し不可能に提供されてもよいことが熟考される。超音波手術器具１９の細長いトランスミッションアセンブリ８０は、器具のハンドルアセンブリ６９から直交に延出する。

【００２０】

ハンドルアセンブリ６９は、ポリカーボネート又は液晶ポリマーのような耐久性のあるプラスチックで構築され得る。また、代替方法として、ハンドルアセンブリ６９を他のプラスチック、セラミック、又は金属を含む多様な材料で作製してもよいと考えられる。しかし、従来の未充填熱可塑性樹脂は、約０．２０Ｗ／ｍ°Ｋ（ワット／メートル°ケルビン）の熱伝導率しか有さない。器具からの熱放散を改善するために、ハンドルアセンブリ

を、２０～１００Ｗ／ｍ°Ｋの範囲の熱伝導率を有する高耐熱性樹脂液晶ポリマー（ＬＣＰ）、ポリフェニレンスルフィド（ＰＰＳ）、ポリエーテルエーテルケトン（ＰＥＥＫ）、及びポリスルホンのような熱伝導性熱可塑性樹脂で構築することができる。ＰＥＥＫ樹脂は、窒化アルミニウム又は窒化ホウ素で充填された熱可塑性樹脂であり、これらは導電性ではない。熱伝導性樹脂は、比較的小さい器具内の熱を管理するのを助ける。

【００２１】

作動基板アセンブリ２１５は、プッシュボタンアセンブリ２１０と、回路基板アセンブリ２２０と、第１のピン２１０Ａと、第２のピン２１０Ｂとを備える。スイッチアセンブリ２１５は、ロッカー配設で構成され、ハウジング部分６９Ａ及び６９Ｂ内の対応する支持台２３０Ａ及び２３０Ｂによって、ハンドルアセンブリ６９内に支持される。

【００２２】

スイッチ２１０に、ドームスイッチ２２０Ａ及び２２０Ｂに機械的に接触する、ピン２１０Ａ及び２１０Ｂが提供される。超音波エネルギーの選択的作動のために、回路基板２２０は、トランスデューサ５０の近位端に電気的に接続する。トランスデューサ５０の近位端に、トランスデューサ５０並びにスイッチ２１０と電気通信しているプラグが提供される。ケーブル２２に、今度は発生器３００に接続するトランスデューサ５０のプラグとの電気通信を提供する、トランスデューサ５０のプラグと一致するプラグが提供されてもよい。別の具現では、ケーブル２２は、トランスデューサ５０及びスイッチ２１０に一体的に取り付けられてもよい。上記に説明されるように、鉛筆のような配設で保持される際に、外科医が、人差し指を用いて器具１９に選択的に電力供給することを可能にするように、スイッチ２１０は、ハウジング６９に枢動可能に取り付けられる。組立てられる際、トリガ２１０は、ハウジング６９に枢動可能に取り付けられ、接触面２１０Ａ及び２１０Ｂはそれぞれ、ドームスイッチ２２０Ａ及び２２０Ｂに機械的に係合する。スイッチ２１０上の隆起部（図示せず）は、ユーザーとスイッチ２１０との間の接触面を提供し、器具を作動させるためにユーザーが押すのと同じ表面積を提供するように適応される。隆起部は、どのスイッチが高出力用途又は低出力用途と関連付けられているかの触知感覚を外科医に与えるように、異なる形状及び寸法であってもよい。

【００２３】

回路基板２２０は、トランスデューサ５０を介したプッシュボタンスイッチ２１０と発生器３００との間の電気－機械インターフェースを提供する。フレックス回路は、スイッチ２１０をＺ軸方向に押すことによって機械的に作動される、２つのドームスイッチ２２０Ａ及び２２０Ｂを備える。ドームスイッチ２２０Ａ及び２２０Ｂは、当該技術分野において既知であり、理解されるような、押される際に発生器３００に電気信号を提供する、電気接触スイッチである。回路基板２２０は一般的に、ハウジングのチャネル内に置かれ、操作中にドームスイッチを支持する。

【００２４】

容易に分かるように、スイッチ２１０を押すことによって、対応する接触面２１０Ａ又は２１０Ｂは、回路を作動させるように、対応するドームスイッチ２２０Ａ又は２２０Ｂに押し当てられる。外科医がスイッチ２１０を押す（スイッチ２１０が中心点を中心に枢動し、近位部分又は遠位部分がＺ軸方向に移動することを可能にする）際、発生器は、最大（maximum）（「最大（max）」）出力設定などの特定のエネルギーレベルで応え、外科医がスイッチ２１０を反対方向に係止する際、発生器は、最小（minimum）（「最小（min）」）出力設定などの特定のエネルギーレベルで応え、これは、プッシュボタン位置及び対応する出力設定の業界で受け入れられている実践手法と一致する。

【００２５】

鉛筆のように保持される際のスイッチ２１０の位置及び作動方法は、外科医の指及び手への応力を低減し、より人間工学的位置で指が器具１９を作動させることを可能にし、手及び手首への応力を防止する。スイッチ２１０の位置はまた、外科医が通常の処置を通してしばしば経験する、最適ではない手の位置での快適なスイッチ２１０の作動も可能にする。

【００２６】
依然として図２を参照すると、外科医を導波管８０から隔離するように、器具１９に、導波管シース７２が更に提供されてもよい。シース７２は、作動中に導波管８０を遮蔽するように適応される。シース７２は、ハンドル６９の係止又は停止歯（本明細書により完全に記載される）と一致する歯７２Ａ（図１５Ａに示される）を伴って構成される。トランスデューサ５０は、導波管７２、シース７２、及びトランスデューサ５０が単一のユニットとして回転することを可能にするように、シース７２の近位端内に配置される平坦部と一致する遠位平坦部５０Ａを伴って構成されてもよい。バネ２４０は、シース７２をハンドル６９に対する固定位置に付勢して、シース７２、導波管８０、及びトランスデューサ５０の不用意な回転を防止するように、ハンドル６９と導波管シース７２との間に提供され、本明細書により完全に記載される。

【００２７】
図３～図１３を参照すると、トランスミッションアセンブリ７１は、導波管８０と、ブレード７９とを含む。いくつかの用途では、トランスミッションアセンブリが「ブレードアセンブリ」と呼ばれる場合があることに注意されたい。トランスデューサ５０からの超音波エネルギーをブレード７９の先端に伝達するように適応される導波管８０は、可撓性、半可撓性、又は剛性であってよい。導波管８０は、また、当該技術分野で周知のように、導波管８０を通してブレード７９に伝達される機械振動を増幅するように構成され得る。導波管８０は、更に、導波管８０に沿った縦振動のゲインを制御するための特徴、及びシステムの共振周波数に対して導波管８０を整調するための特徴を有してもよい。具体的には、導波管８０は、任意の好適な断面寸法を有することができる。例えば、導波管８０は、本明細書により完全に記載されるように、縦振動のゲインを制御するように、様々なセクションで先細にされてもよい。

【００２８】
超音波導波管８０は例えば、システムの波長の１／２の整数倍にほぼ等しい長さ（ｎλ／２）を有してよい。超音波導波管８０及びブレード７９は、好ましくは、チタン合金（すなわちＴｉ－６Ａｌ－４Ｖ）、アルミニウム合金、サファイア、ステンレススチール、又は他の任意の音響的に適合性のある材料のような、超音波エネルギーを効率的に伝播する材料から構築される中実シャフトから作製され得る。

【００２９】
超音波導波管８０は、更に、導波管８０の縦軸線に対してほぼ垂直に内部を通って延在する少なくとも１つの放射状孔又はアパーチャ６６を含むことができる。節部に位置付けられてもよいアパーチャ６６は、導波管８０が使い捨てトランスデューサ装置のトランスデューサにねじ込まれる際の適切なＥｔＯ滅菌を保証するために、通気アパーチャ６６ａとの組み合わせで提供される。当該技術分野において既知であるように、近位Ｏリング６７ａ及び遠位Ｏリング６７ｂ（図２参照）は、トランスミッションアセンブリ７１上の導波管８０の超音波節部の付近に組立てられる。

【００３０】
ブレード７９は、導波管８０と一体式でもよく、単一ユニットとして形成されてもよい。現在の実施形態の別の具現において、ブレード７９は、ねじ接続、溶接、又は他の連結機構によって接続され得る。ブレード７９の遠位端、すなわちブレード先端７９ａは、音響アセンブリが組織に装填されていない場合に、音響アセンブリを好ましい共振周波数ｆ。に同調させるために、腹部の付近に配置される。超音波トランスデューサ５０が電力供給されている場合、ブレード先端７９ａは、例えば、５５，５００Ｈｚの所定の振動周波数ｆ。で、例えば、約１０～５００マイクロメートルの頂点間範囲で、及び好ましくは約２０～約２００マイクロメートルの範囲で、実質的に長手方向に（ｘ軸に沿って）移動するように構成される。ブレード先端７９ａはまた、好ましくは、Ｘ軸方向への移動の約１～約１０パーセントでＺ軸方向にも振動する。

【００３１】
図３～図７は、直線ブレード７９を図示し、図８～図１３は、高調波ブレードの、筋肉

、結合組織、及び筋膜を骨から除去する能力を最大限にするように、脊椎の湾曲と合致する、曲線ブレード７９を図示する。ブレード７９は、複数の切断及び切離面を提供するように、「戦斧」又は両フック形状に構成される。ブレード７９のエッジは、整形外科処置で経験する組織の切離を促進するように、及び超音波エネルギーがブレード７９に印加される際により高速な切断を更に提供するように面取りされる。いくつかの種類の整形外科手術、例えば、脊椎手術では、手術切開は小さく、１つ又は２つの器具のアクセスしか可能にしない場合がある。超音波装置１９の多用途性は、単一の器具で人間工学的切離、切断、及び凝固を提供する。

【００３２】

ここで、図３～図７を参照すると、トランスミッションアセンブリ７１の第１の具現が示されている。上述されるように、導波管８０に、ブレード７９の縦偏位を増幅する一連の特徴が提供される。図３に示されるように、導波管８０は、約１３．４９８ｃｍ（５．３１４インチ）の好ましい全長を有する。第１のゲインステップは、近位端６７ａから測定して、好ましくは、６７ａから約２．５６５ｃｍ（１．０１０インチ）に位置し、D_1と表示され、約０．４３２ｃｍ（０．１７０インチ）の好ましい直径を有する。導波管８０のノッチとして示される第２のゲインステップは、距離D_2と表示される、６７ａから約３．１７５ｃｍ（１．２５インチ）を中心とし、導波管８０の縦軸線に沿って約０．９３０ｃｍ（０．３６６インチ）の長さであり、導波管８０の切り取りによって形成される。

【００３３】

示されるように、第２のゲインステップは、完全な半径切り取りではなく、むしろ、約０．１６０ｃｍ（０．０６３インチ）の半径R_0を有する導波管８０の上部及び下部上のノッチである。第３のゲインステップは、６７ａから約６．５０ｃｍ（２．５６インチ）に定置され、図４にD_3で表示される。導波管８０のD_1とD_3との間の直径は、好ましくは、約０．３６８ｃｍ（０．１４５インチ）である。導波管８０は、好ましくは、６７ａから約８．３６ｃｍ（３．２９インチ）に位置し、D_4と表示される腹部で直径が増加し、導波管８０のD_3からD_4のセクションの直径は、好ましくは、約０．２７９ｃｍ（０．１１０インチ）である。最終ゲインステップD_5は、好ましくは、６７ａから約１１．０ｃｍ（４．３３インチ）に位置し、D_4とD_5との間の直径は、０．３８１ｃｍ（０．１５０インチ）である。ブレード７９の近位の導波管８０の直径は、好ましくは、約０．２７９ｃｍ（０．１１０インチ）である。導波管８０のより小さい直径のセクションと様々なゲインステップとの間の遷移領域は、約０．１５２ｃｍ（０．０６０インチ）の切り取り半径を有する。

【００３４】

ここで、図５及び図６を参照すると、ブレード７９の寸法が示されている。上記に説明されるように、ブレード７９は、整形外科処置で使用するために適応される。ブレード７９の戦斧形状は、外科医が、３つの表面、５１０、５２０、及び５３０を切離、切断、並びに凝固に使用することを可能にし、脊椎骨及びその周辺で使用するのに好適である。ブレード７９は、軸線５４０に対して対称であってもよく、表面５１０及び５３０は、ほぼ同一の寸法を有し、凹状の形状である。表面５２０は、丸められた形状であり、軸線５４０に沿ってその外側縁部より遠位に長く延在する。

【００３５】

図５に示されるように、表面５１０及び５３０は、２つの半径切り取りR_1及びR_2から形成され、R_1は、約０．８９ｃｍ（０．３５インチ）の好ましい半径を有し、R_2は、約０．２０３ｃｍ（０．０８０インチ）の好ましい半径を有する。ブレード７９の遠位端５２０は、軸線５４０に対して丸められており、半径R_3及びR_4によって画定される。半径R_3は、約０．１５２ｃｍ（０．０６０インチ）の好ましい半径を有し、R_4は、約０．５１ｃｍ（０．２０インチ）の好ましい半径を有する。図５に示されるように、ブレード７９の最外側点は、軸線５４０から約０．２６７ｃｍ（０．１０５インチ）であり、D_7及びD_8として示される。

【００３６】
図６は、ブレード７９の側面図を描写する。軸線６４０は、図５に示されるＸ軸５４０と同一の広がりを持ち、図５に示されるようなＸ－Ｙ平面によって画定される。導波管８０の一具現では、ブレード７９は、約０．１２７ｃｍ（０．０５０インチ）の厚さD_9を有する。骨からの組織切離及び切断を容易にするように、ブレード７９に、面取りされた表面５２０が更に提供される。一具現では、表面５２０は、角度Φ_1で面取りされ、この角度は、一具現では、好ましくは４５°～７０°であり、最も好ましくは６０°である。ブレード７９の断面５－５は、約０．１１７～０．１３７ｃｍ（０．０４６～０．０５４インチ）である。ブレード７９に、約０．３３０ｃｍ（０．１３０インチ）の半径を有する、導波管８０の遷移切り取りR_5が更に提供される。

【００３７】
ここで、図７を参照すると、図５及び図６のブレード７９の、図６のセクション５－５で切り取った切断断面が示されている。ブレード７９は、中央上隆起部７３０と、中央下隆起部７４０とを有する。エッジ７２０は、中央上隆起部７３０及び中央下隆起部７４０から鈍角で面取りされたエッジによって部分的に形成される。

【００３８】
図７に示されるように、ブレード７９は、$2\times D_{10}$（約０．０６４ｃｍ（０．０２５インチ））で構成される、約０．１２７ｃｍ（０．０５０インチ）の全厚を有する。図７に示され、D_{13}で表示されるブレード７９の全幅は、約０．２８ｃｍ（０．１１インチ）である。フランジ又は切断面７２０は、約０．０２５ｃｍ（０．０１０インチ）の幅D_{12}を有し、半径遷移R_6から形成され、R_6は、約０．００５ｃｍ（０．００２インチ）の好ましい半径を有する。ブレード７９の外側面は、面取り角度Φ_2及びΦ_3によって画定され、Φ_2は、好ましくは３０°～４０°であり、最も好ましくは３４°であり、Φ_3は、好ましくは３５°～４５°であり、最も好ましくは３８．１°である。面取りされたセクションは、約０．０９４ｃｍ（０．０３７インチ）の幅D_{11}によって画定される。ブレード７９の上部７３０は、実質的に平坦であり、中央上隆起部を画定する。ブレード７９の下部７４０は、実質的に平坦であり、中央下隆起部を画定する。

【００３９】
ここで、図８及び図９を参照すると、導波管８０及び７９の第２の具現が示されている。前述されるように、当該技術分野において既知であるように、導波管８０に、一連のゲインステップが提供される。第１のゲインステップは、導波管８０の近位端８１０からの距離D_{82}に位置する。距離D_{82}は、好ましくは端部８１０から２．５３２～２．５４８ｃｍ（０．９９７～１．００３インチ）である。長さD_{82}は、０．４２９～０．４３４ｃｍ（０．１６９～０．１７１インチ）の好ましい直径を有する。第１のゲインステップの末端部は、約０．０８１ｃｍ（０．０３２インチ）の好ましい半径を有する、半径切り取りR_{81}を介して遠位に遷移する。第２のゲインステップは、端部８１０からの距離D_{83}に位置し、好ましくは端部８１０から６．４６９～６．４８５ｃｍ（２．５４７～２．５５３インチ）であり、０．３７８～０．３８４ｃｍ（０．１４９～０．１５１インチ）の好ましい直径を有し、約０．１６０ｃｍ（０．０６３インチ）の遷移半径切り取りR_{82}を伴う。導波管８０は、当該技術分野において既知であるように、波腹と同じ位置に位置する、約０．１６０ｃｍ（０．０６３インチ）の半径切り取りR_{83}を伴う距離D_{84}で直径が増加する。D_{84}は、好ましくは、端部８１０から８．６２８～８．６４４ｃｍ（３．３９７～３．４０３インチ）であり、０．２７７～０．２８２ｃｍ（０．１０９～０．１１１インチ）の好ましい直径を有する。第３のゲインステップは、１１．１０５～１１．１２０ｃｍ（４．３７２～４．３７８インチ）の好ましい距離を有する、端部８１０からの距離D_{85}に位置し、約０．６３５ｃｍ（０．２５０インチ）の半径を有する半径切り取りR_{84}によって形成される。導波管８０に、前述されるように、貫通孔６６が提供される。

【００４０】
ここで、図１０を参照すると、導波管８０の第２の具現のブレード７９の分解組立て平

面図が示されている。この具現では、ブレード７９は、図１１に示されるように、Ｚ軸に沿って軸線１１１０から離れて曲がっている。ブレード７９は、図１０のＸ－Ｙ軸によって画定される平面から離れて曲線を描き、図１１に表示されるＹ軸及び図１０に表示されるＹ軸は、本質的に同一の広がりを持ち、軸線１１１０に沿って中心を置く。

【００４１】

ブレードの曲線本質は、より良好な可視性、並びに脊椎及びその周辺の深い空間又は任意の他の囲まれた手術部位へのより良好なアクセスを提供し得る。ブレードの近位のシャフト直径は、等距離D_{101}及びD_{102}によって表示され、合計で好ましくは０．２８７～０．２９２ｃｍ（０．１１３～０．１１５インチ）である。図１０に示されるように、ブレード７９は、軸線１０４０に対して対称であり、外側面１０１０及び１０３０は、ほぼ同一の寸法を有し、凹状の形状である。外側面１０１０及び１０３０は、R_{101}及びR_{102}で表示される複数の半径切り取りによって形成され、R_{101}は、好ましくは約０．８８９ｃｍ（０．３５０インチ）であり、R_{102}は、好ましくは約０．１５０ｃｍ（０．０５９インチ）である。遠位面１０２０は、半径R_{103}によって画定される丸められた端を有し、R_{103}は、約０．９７３ｃｍ（０．３８３インチ）の好ましい半径を有する。遠位ブレード幅は、等距離D_{103}及びD_{104}で明記され、D_{103}及びD_{104}はそれぞれ、約０．２５７ｃｍ（０．１０１インチ）である。表面１０１０及び１０３０の近位端の寸法は、距離D_{105}によって表示され、約０．４１１ｃｍ（０．１６２インチ）である。

【００４２】

上述されるブレード７９の曲線本質が、図１１の分解組立て正面図に描写されている。ブレード７９は、半径切り取りR_{113}及びR_{114}から形成される。半径R_{114}は、約１．２０７ｃｍ（０．４７５インチ）の好ましい半径を有する半径切り取りR_{114}を介して、中心軸線１１１０から離れて屈曲する。半径R_{113}は、約０．６３５ｃｍ（０．２５０インチ）の好ましい半径を有する。この具現では、ブレード７９は、図９にR_{112}及びR_{113}で表示される導波管８０の半径遷移によって形成される。一具現では、R_{112}は、約０．７６２ｃｍ（０．３００インチ）の好ましい半径を有し、R_{111}は、約０．８８９ｃｍ（０．３５０インチ）の好ましい半径を有する。図１１に示されるように、ブレード７９は、０．１４２～０．１６３ｃｍ（０．０５６～０．０６４インチ）の近位厚さD_{111}を有する。

【００４３】

ここで、図１２を参照すると、図８及び図９のブレード７９の、図１１のセクション１０－１０で切り取った切断断面が示されている。ブレード７９は、中央上隆起部１２３０と、中央下隆起部１２４０とを有する。エッジ１０１０及び１０２０は、中央上隆起部１０３０及び中央下隆起部１０４０から鈍角で面取りすることによって部分的に形成される。

【００４４】

図１２に示される断面は、Ｙ軸の軸線１２１０及びＸ軸の軸線１２２０によって均等に分割される。示されるように、ブレード７９は、$2\times D_{123}$（約０．０７６ｃｍ（０．０３０インチ））で構成される、約０．１５２ｃｍ（０．０６０インチ）の全厚を有する。図１２に示され、$2\times D_{121}$で表示されるブレード７９の全幅は、約０．５５９ｃｍ（０．２２０インチ）であり、D_{121}は、好ましくは０．２７９ｃｍ（０．１１０インチ）である。フランジ又は切断面１０１０及び１０２０は、半径遷移R_{121}から形成され、R_{121}は、約０．００５ｃｍ（０．００２インチ）の好ましい半径を有する。ブレード７９の外側面は、面取り角度Φ_{121}及びΦ_{122}によって画定され、Φ_{121}は、好ましくは３５°～４５°であり、最も好ましくは４０°であり、Φ_{122}は、好ましくは４０°～５０°であり、最も好ましくは４５°である。下側の面取りされたセクションは、約０．０６１ｃｍ（０．０２４インチ）の幅D_{124}によって画定される。

【００４５】

図１３は、図１０～図１３に示されるブレード７９の設計の前面図である。前述される

ように、ブレード７９の遠位端は、半径Ｒ$_{103}$によって画定されるような曲線状である。一具現では、遠位端は、更に面取りされ、切離及び切断を容易にするエッジ１３１０を提供してもよい。

【００４６】

上記に説明されるブレード７９は、外科医が採用しやすく、かつ使いやすくするために、可視のマーキングで改良されてもよい。外科医にとって、ブレードのどの領域が組織の切断及び凝固に最も好適かがより明白になるように、図１４に示されるように、ブレード７９の選択される表面に、陽極酸化コーティング１４１０が適用されてもよい。２色の異なる色で陽極酸化することによって、外科医は、ブレード７９のどの領域が切断に最適であり、それらがブレード７９上の凝固に最適な領域とどのように異なるかを理解することがより容易になり得る。

【００４７】

前述されるように、導波管８０は、外シース７２内に位置付けられる。シース７２は、ブレードのブレード７９の直近位からハンドル６９までを被覆する。遠位端には、導波管８０及び導波管８０とシース７２との間への流体移動を防止する、封止６７ｂ（図２参照）が導波管８０とシース７２との間に存在する。この封止の周辺の領域は、外科医又は患者のいずれかの皮膚への長時間の接触が不快な温度に加熱される場合がある。長時間触れても安全である場合及びそうではない場合の境界を定めるために、警告、触感、色などを使用することができる（図示せず）。これはまた、回転指示を示すためにも使用されてよい。また、熱エネルギーをより良好に伝導し、それによってより大きい表面積にわたって放散するために、プラスチックシースの内側に金属シース（図示せず）を利用する可能性もある。

【００４８】

ここで、図１５Ａ及び図１５Ｂを参照すると、シース７２は、導波管８０の上に定置され、導波管８０の近位端（ねじ山）を露出するように位置付けられる。導波管８０は、ノーズコーン１５２０及び仕様に合うトルクを有するトランスデューサ５０のスタッドにねじ込まれ、これは、当該技術分野において既知であるように、ブレード上の「平坦部」及び平坦空隙部を合致させるツール又は軸線に対して垂直な貫通孔６６に係合する対合ピンを使用するツールによって達成される。

【００４９】

シース７２の近位端は、円形パターンのギアの歯７２Ａを有し、シース７２の内径は、トランスデューサ５０のノーズコーン１５２０の上に適合するようにサイズ決定される。シース７２の内側表面には、トランスデューサ５０のノーズコーン１５２０上の外側対合平坦部５０Ａの上に適合するようにサイズ決定される対合平坦部１５１０が存在し、これらの平坦部１５１０は、シース７２をノーズコーン１５２０に「鍵掛けする」ようにサイズ決定される。シース７２の平坦部７２Ａがノーズコーン１５２０の平坦部５０Ａ上に係合され、導波管８０が既にトランスデューサ５０に回し込まれている場合、アセンブリ全体が、回転するように鍵掛けされる。

【００５０】

シース７２の上にコイルバネ２４０が位置付けられ、アセンブリ全体が、右ハンドルシュラウド６９Ｂ内に定置される。バネ２４０は、シュラウド６９Ｂ内のリブ壁１５６０及びシース７２上の壁１５３０を使用して縮む。これは、シースのギアの歯７２Ａがシュラウド６９Ｂの停止歯１５５０に係合するまで、シース７２を後方に押し進める。シース７２内の平坦部１５１０及びノーズコーン１５２０は、シュラウド壁１５３０とリブ壁１５６０との間のシース７２の移動を超える長さを有し、平坦部が常に係合したままであることを可能にする。

【００５１】

手術中、ハンドル６９に対する異なるブレード７９の位置をもたらすように、外科医がブレード７９を回転させることが望ましい場合がある。これは、外科医が、人間工学的使用を促進するように、超音波装置１９を鉛筆のように把持し続け、その一方で同時に、手

術部位及びその周辺の構造へのより良好なアクセスを可能にし得る、異なるブレード位置をもたらすことを可能にする。

【００５２】

ブレード７９をハンドル６９に対する所望の角度に位置付けるために、ユーザーは、器具１９のハンドルアセンブリ６９を一方の手で保持し、他方の手でシース７２を掴み、導波管８０及びシース７２によって画定される縦軸線に沿って外向きに引っ張り、（シースのみが軸線に沿って移動する）、これによってバネ２４０が圧縮され、シース７２のギアの歯７２Ａをシュラウド６９の停止歯１５５０から係合解除させる。次いで、オペレータは、シース７２を所望のブレード位置に自由に回転させることができ、これはまた、導波管８０、トランスデューサアセンブリ５０、及びブレード７９も回転させる。シース７２を再係止するために、ユーザーは単に、シース７２を解放し、バネ２４０は、歯７２Ａがシュラウドの停止歯１５５０に係合するまで、シース７２のみを停止歯１５５０に向かって付勢する。本装置の他の具現では、不用意な回転を防止するように、より多くの支持をもたらす複数の停止歯１５５０が提供されてもよい。

【００５３】

ここで、図１６Ａを参照すると、封止６７ｂは、手術場所内の所望の組織への作用をもたらすために使用されない、ブレード７９のシャフトの露出部分を被覆するように延在し、それによって遠位導波管の保護カバーを作り出してもよい。延在するエラストマー材又はカバー１６１０は、ブレード７９を手術場内のハードウェア及び器具との接触から防ぐのに必要な緩衝保護を提供するように、様々な厚さ及び様々な形状に作製されてもよい。保護部は、図１６Ａに示されるような滑らかな表面の形態をとることができる、又は図１６Ｂに示されるように、様々な形状、サイズ、及び間隔の隆起部／突起部１６２０が提供されてもよい。当該技術分野において既知であるように、エラストマーカバー１６１０は、ブレードに直接結合されるため、大きい直径を有する必要はなく、ブレード保護チューブの既存の外径を超えるべきではない。これは、エラストマーカバー１６１０が、外科医の視界を遮ることなく、又はブレード７９の深部へのアクセスを妨げることなく、ブレード７９を保護することを可能にするべきである。

【００５４】

保護エラストマー材の代替えの具現では、図１７Ａ～図１７Ｃに示されるように、ブレード７９上のいずれの既存の封止からも独立した、単一又は複数の保護緩衝コーティングが追加されてもよい。このコーティング（単数又は複数）は、手術場所内の所望の組織への作用をもたらすために使用されていない、ブレードシャフトの露出部分上に定置される。延在するエラストマー材を、ブレード７９を手術場内のハードウェア及び器具との接触から防ぐのに必要な緩衝保護を提供するように、様々な厚さ並びに様々な形状１７１０、１７２０、及び１７３０に作製することができる。保護部は、滑らかな表面１７１０、又は様々な形状、サイズ、及び間隔の隆起部／突起部１７２０の形態をとることができる。延在するエラストマー材は、連続であってもよく、又はいくつかの独立したセクションで構成されてもよい。エラストマーオーバーモールド１７１０、１７２０、及び１７３０は、ブレードに直接結合されるため、大きい直径を有する必要はなく、ブレード保護チューブの既存の外径を超えるべきではなく、それによって、ユーザーの視界を遮ることなくブレードを保護する。

【００５５】

好ましくは、上述される超音波装置１９は、手術の前に処理される。最初に、新しい、又は使用された超音波装置１９を取得し、必要に応じて洗浄する。次いで、超音波装置を滅菌することができる。一滅菌技法では、超音波装置は、プラスチックバック又はタイベック（TYVEK）バッグなどの、閉鎖され、かつ封止された容器内に定置される。所望により、容器内で、超音波装置１９を、トルクレンチを含む他の要素とキットとして組み合わせることができる。容器及び超音波装置１９、並びに任意の他の要素が、ガンマ線、ｘ線、又は高エネルギー電子などの容器を透過することができる放射線場内に定置される。放射線は、超音波装置上及び容器内の細菌を死滅させる。次いで、滅菌された超音波装置を

滅菌容器内に保管することができる。封止された容器は、医療施設で開かれるまで、超音波装置を滅菌状態に保つ。

【００５６】

本超音波装置１９がいくつかの具現の説明によって例示されてきたが、添付の特許請求の範囲の趣旨及び範囲をそのような詳細に制限又は限定することを出願人は意図しない。当業者は、超音波装置の範囲から逸脱しない多数の変形、変更、及び置換を思い付くであろう。更に、本超音波装置と関連するそれぞれの要素の構造は、その要素によって実施される機能を提供するための手段として、選択的に記載され得るものである。したがって、本超音波装置は、添付の「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ことが意図される。

【００５７】

〔実施の態様〕

（１）　超音波装置であって、

近位端及び遠位端を有する、中心縦軸線を有する導波管と、

前記導波管の遠位端に隣接するブレードと、を備え、

前記ブレードが、中央部分及び外側部分を伴う丸められた遠位端を有し、前記丸められた端の前記中央部分が、前記中心軸線に沿って前記外側部分より遠位に長く延在し、

前記ブレードが、前記丸められた遠位端の外側部分に隣接する凹状エッジを有し、前記凹状エッジが、前記中心軸線に沿って近位に延在する、超音波装置。

（２）　前記凹状エッジ及び前記丸められた遠位端が、前記中心軸線に対して実質的に対称である、実施態様１に記載の超音波装置。

（３）　前記ブレードの断面が、断面幅と、中央上隆起部と、中央下隆起部とを有し、前記ブレードが、前記中央上隆起部及び前記中央下隆起部から鈍角で外側に延在し、前記凹状エッジを形成する、実施態様１に記載の超音波装置。

（４）　前記ブレードの丸められた端が、前記中心縦軸線から近位に離れて曲線を描く、実施態様２に記載の超音波装置。

（５）　前記丸められた端が、前記凹状エッジの前記断面幅を超える幅を有する、実施態様４に記載の超音波装置。

【００５８】

（６）　超音波装置であって、

中心軸線を画定する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る超音波作動ブレードと、

近位端及び遠位端を有するハウジングであって、ユーザーによって鉛筆のように保持されるように適応される、ハウジングと、

前記導波管と機械的に連通した状態で、前記ハウジング内に配置されるトランスデューサと、

近位端及び遠位端を有する前記導波管の周囲に配置されるシースであって、前記近位のシースの一部分が、前記ハウジングの遠位端内に配置され、前記部分が、前記トランスデューサに機械的に係合する、シースと、

実質的に前記ハウジングの遠位端内に位置する、前記シースの近位端の周囲に配置されるバネと、

ハンドル内に配置される停止歯と、

前記停止歯と選択的に機械的に連通した状態で、前記シースの近位端の周囲に配置される係合歯と、を備える、超音波装置。

（７）　前記ブレードが、中央部分及び外側部分を伴う丸められた遠位端を更に備え、前記丸められた端の前記中央部分が、前記中心軸線に沿って前記外側部分より遠位に長く延在し、前記ブレードが、前記丸められた遠位端の外側部分の近位に凹状エッジを有し、前記凹状エッジが、前記中心軸線に沿って近位に延在する、実施態様６に記載の超音波装置。

（８）　前記シースの遠位端と前記ブレードとの間に配置される遠位導波管カバーを更に

備える、実施態様７に記載の超音波装置。
（９） 前記カバーが、エラストマー材で構成される、実施態様８に記載の超音波装置。
（１０） 前記カバーが、少なくとも２つの不連続なセクションで構成される、実施態様９に記載の超音波装置。
【００５９】
（１１） 超音波ブレードアセンブリを回転させる方法であって、
超音波器具を取得することであって、前記器具が、
中心軸線を画定する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る超音波作動ブレードと、
近位端及び遠位端を有するハウジングであって、ユーザーによって鉛筆のように保持されるように適応される、ハウジングと、
前記導波管と機械的に連通した状態で、前記ハウジング内に配置されるトランスデューサと、
近位端及び遠位端を有する前記導波管の周囲に配置されるシースであって、前記近位のシースの一部分が、前記ハウジングの遠位端内に配置され、前記シースが、前記トランスデューサと回転係合している、シースと、
実質的に前記ハウジングの遠位端内に位置する、前記シースの近位端の周囲に配置されるバネと、
ハンドル内に配置される係止歯と、
前記停止歯と選択的に機械的に連通した状態で、前記シースの近位端の周囲に配置される係合歯と、を備える、ことと、
前記シース上に遠位縦力を印加して前記シースを第１の位置に移動させ、それによって前記係合歯を前記停止歯から係合解除させることと、
前記シースが前記第１の位置にある間に、前記シースに回転力を印加し、それによって前記シース及び前記ブレードを回転させることと、
前記シースを解放し、前記バネが前記シースを近位に付勢して、係合歯を前記停止歯と係合させ、それによって更なる回転を防止することと、を含む、方法。

【図１】

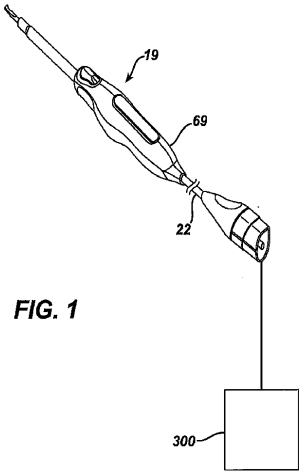


FIG. 1

【図２】

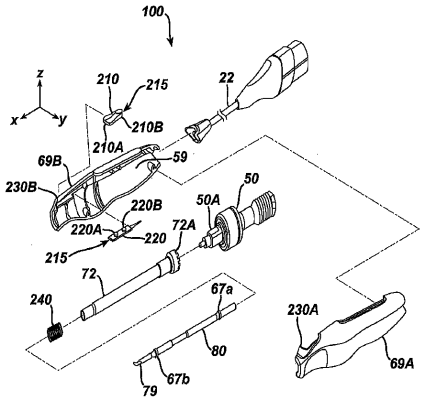


FIG. 2

【図３】

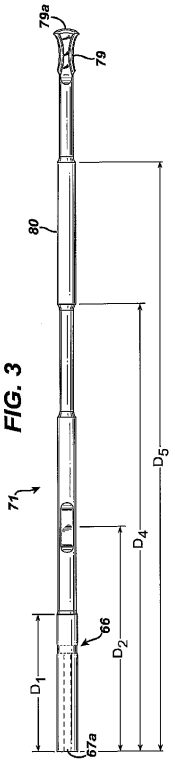


FIG. 3

【図４】

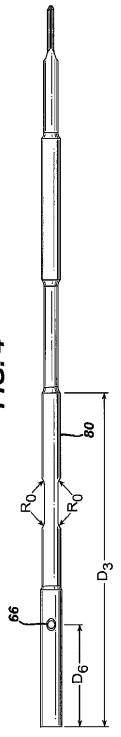
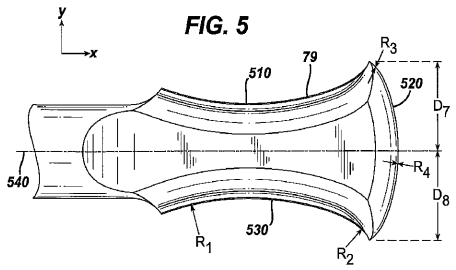


FIG. 4

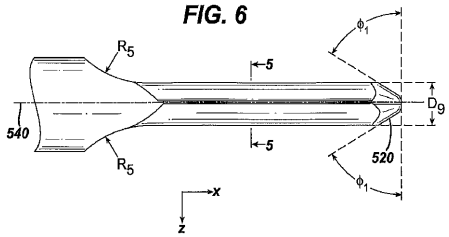
【図５】

FIG. 5



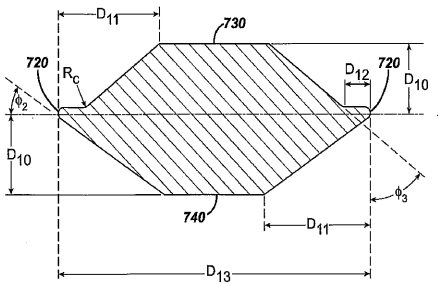
【図６】

FIG. 6



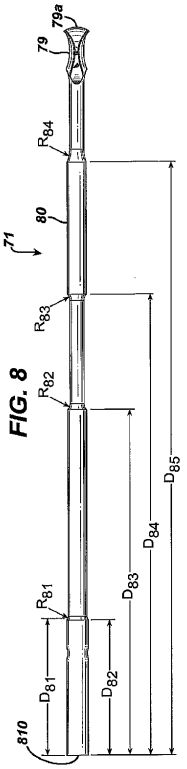
【図７】

FIG. 7



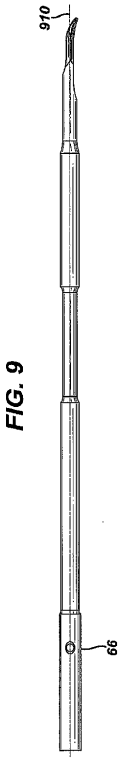
【図８】

FIG. 8



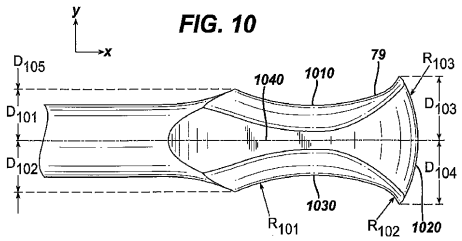
【図９】

FIG. 9



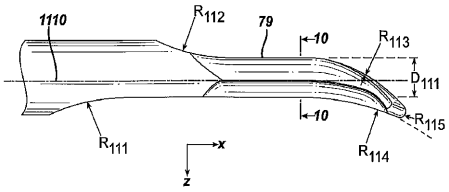
【図１０】

FIG. 10



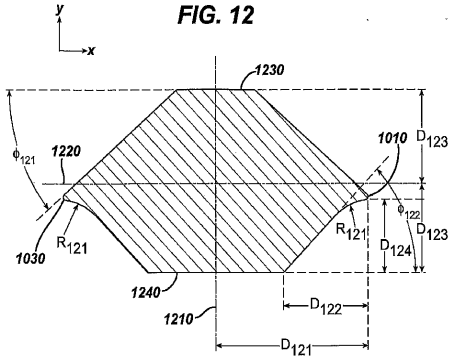
【図１１】

FIG. 11



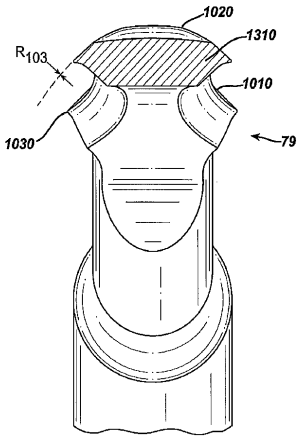
【図１２】

FIG. 12



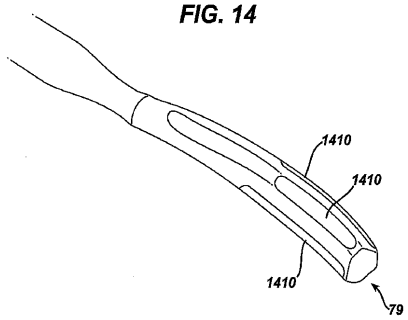
【図１３】

FIG. 13



【図１４】

FIG. 14



【図１５Ａ】

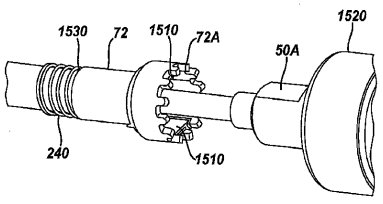


FIG. 15A

【図１５Ｂ】

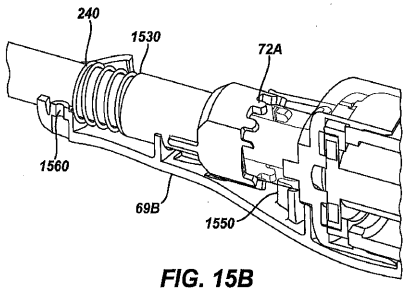


FIG. 15B

【図１６Ａ】

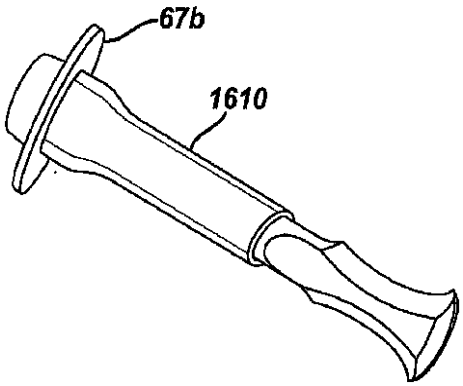


FIG. 16A

【図１６Ｂ】

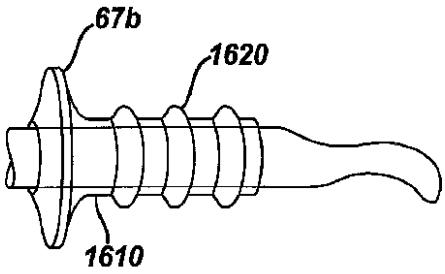


FIG. 16B

【図１７Ａ】

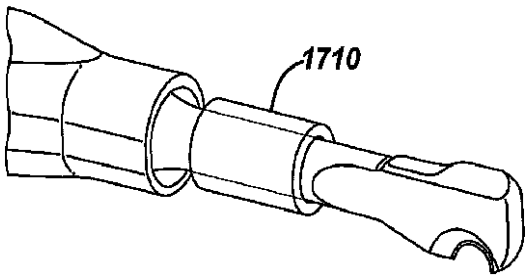


FIG. 17A

【図１７Ｂ】

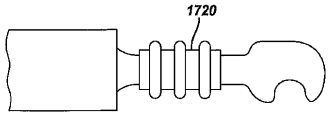


FIG. 17B

【図１７Ｃ】

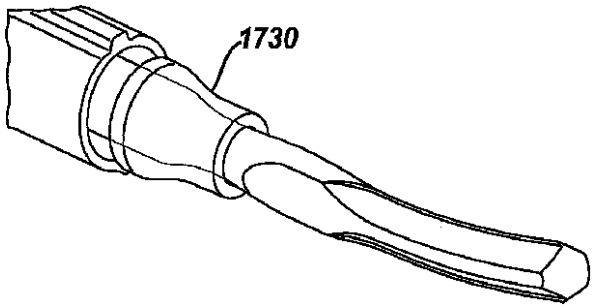


FIG. 17C

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2012/035508

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B17/32
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/057118 A1 (DIETZ TIMOTHY G [US] ET AL) 4 March 2010 (2010-03-04)	1-5
A	paragraph [0043]; figure 10	7
X	WO 2008/065323 A1 (SRA DEV LTD [GB]; YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB]; YOUNG STEPHEN MICHAE) 5 June 2008 (2008-06-05) page 4, line 1 - line 16; figures 1, 2	1-5
X	GB 2 365 775 A (YOUNG MICHAEL JOHN RADLEY [GB]; YOUNG STEPHEN MICHAEL RADLEY [GB]) 27 February 2002 (2002-02-27) page 3, paragraph 3 - paragraph 4; figures 1-3	1,2,4,5
A	US 2010/262173 A1 (BEAUPRE JEAN M [US]) 14 October 2010 (2010-10-14) abstract; figures 1-13	1

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
29 August 2012	06/09/2012

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Moers, Roelof

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2012/035508

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 423 082 B1 (HOUSER KEVIN L [US] ET AL) 23 July 2002 (2002-07-23) abstract; figures 1-13	1
Y	US 2010/069940 A1 (MILLER MATTHEW C [US] ET AL) 18 March 2010 (2010-03-18) paragraph [0058] - paragraph [0063]; figures 3, 4	6-11
Y	US 5 174 300 A (BALES THOMAS O [US] ET AL) 29 December 1992 (1992-12-29) column 5, line 67 - column 7, line 16; figures 1b, 3-6	6-11
A	US 5 893 835 A (WITT DAVID ALAN [US] ET AL) 13 April 1999 (1999-04-13) column 12, line 1 - column 13, line 32; figures 4-10	6,11
A	US 6 036 667 A (MANNA RONALD [US] ET AL) 14 March 2000 (2000-03-14) column 9, line 53 - column 10, line 36; figures 15, 16	6,11
A	US 5 507 297 A (SLATER CHARLES R [US] ET AL) 16 April 1996 (1996-04-16) column 9, line 39 - column 10, line 36; figure 9	6,11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2012/035508

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

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

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

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

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

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

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

see additional sheet

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

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

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

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

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2012/035508

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-5

   Ultrasonic apparatus comprising blade with rounded distal end and concave edges.

   ---

2. claims: 6-11

   Ultrasonic apparatus comprising sheath with engagement teeth and handle with stop tooth and method of use.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2012/035508

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010057118 A1	04-03-2010	AU 2009288258 A1	11-03-2010
		CA 2734501 A1	11-03-2010
		CN 102143715 A	03-08-2011
		EP 2334244 A1	22-06-2011
		JP 2012501735 A	26-01-2012
		US 2010057118 A1	04-03-2010
		WO 2010027888 A1	11-03-2010
WO 2008065323 A1	05-06-2008	AT 533416 T	15-12-2011
		AU 2007327371 A1	05-06-2008
		CA 2663444 A1	05-06-2008
		CN 101516276 A	26-08-2009
		DK 2068731 T3	05-03-2012
		EP 2068731 A1	17-06-2009
		EP 2392273 A2	07-12-2011
		ES 2377417 T3	27-03-2012
		GB 2442137 A	26-03-2008
		JP 2010503506 A	04-02-2010
		US 2012010537 A1	12-01-2012
		WO 2008065323 A1	05-06-2008
GB 2365775 A	27-02-2002	GB 2365775 A	27-02-2002
		GB 2374290 A	16-10-2002
US 2010262173 A1	14-10-2010	AU 764781 B2	28-08-2003
		AU 3684499 A	13-01-2000
		CA 2276309 A1	29-12-1999
		DE 69933514 T2	14-06-2007
		EP 0970659 A1	12-01-2000
		ES 2274604 T3	16-05-2007
		JP 2000041991 A	15-02-2000
		US 2001027325 A1	04-10-2001
		US 2002004665 A1	10-01-2002
		US 2008051814 A1	28-02-2008
		US 2010262173 A1	14-10-2010
		US 2011319918 A1	29-12-2011
US 6423082 B1	23-07-2002	AT 362733 T	15-06-2007
		DE 60128505 T2	31-01-2008
		DK 1138264 T3	24-09-2007
		EP 1138264 A1	04-10-2001
		ES 2287080 T3	16-12-2007
		JP 4330816 B2	16-09-2009
		JP 2001309925 A	06-11-2001
		PT 1138264 E	03-07-2007
		US 6423082 B1	23-07-2002
		US 2002156493 A1	24-10-2002
US 2010069940 A1	18-03-2010	AU 2009291688 A1	18-03-2010
		CA 2736870 A1	18-03-2010
		CN 102149338 A	10-08-2011
		EP 2361042 A2	31-08-2011
		JP 2012501805 A	26-01-2012
		US 2010069940 A1	18-03-2010
		WO 2010030850 A2	18-03-2010
US 5174300 A	29-12-1992	AT 173386 T	15-12-1998
		AU 655529 B2	22-12-1994

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2012/035508

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		AU 3283293 A	12-08-1993
		AU 3656593 A	03-09-1993
		CA 2088861 A1	08-08-1993
		DE 69322108 D1	24-12-1998
		DE 69322108 T2	12-05-1999
		EP 0555104 A1	11-08-1993
		JP 2573782 B2	22-01-1997
		JP 6014875 A	25-01-1994
		US 5174300 A	29-12-1992
		WO 9315662 A1	19-08-1993
US 5893835 A	13-04-1999	AU 730167 B2	01-03-2001
		CA 2249745 A1	10-04-1999
		DE 69814282 D1	12-06-2003
		DE 69814282 T2	18-03-2004
		EP 0908150 A1	14-04-1999
		EP 1308133 A1	07-05-2003
		ES 2198654 T3	01-02-2004
		ES 2305398 T3	01-11-2008
		JP 4063424 B2	19-03-2008
		JP 11192233 A	21-07-1999
		US 5893835 A	13-04-1999
US 6036667 A	14-03-2000	AU 741735 B2	06-12-2001
		AU 7996498 A	25-02-1999
		CA 2244515 A1	14-02-1999
		DE 69836848 T2	06-09-2007
		EP 0897696 A1	24-02-1999
		EP 2292161 A2	09-03-2011
		EP 2311393 A1	20-04-2011
		ES 2276441 T3	16-06-2007
		JP 11104142 A	20-04-1999
		JP 2008246212 A	16-10-2008
		JP 2012050842 A	15-03-2012
		US 6036667 A	14-03-2000
		US 6063050 A	16-05-2000
		US 6280407 B1	28-08-2001
US 5507297 A	16-04-1996	NONE	

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,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,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA

(72)発明者 バレク・ステファン・ジェイ
アメリカ合衆国、４５０６６ オハイオ州、スプリングボロ、タマラック・トレイル １１０
(72)発明者 ダナハー・ウィリアム・ディー
アメリカ合衆国、４５２３６ オハイオ州、シンシナティ、エルドラ・ドライブ ８９０７
(72)発明者 ドラギノフ・カール・ジェイ・ジュニア
アメリカ合衆国、４５０４０ オハイオ州、メーソン、ウェストフィールド・コート ５９１５
(72)発明者 キンボール・コリー・ジー
アメリカ合衆国、４５２３９ オハイオ州、シンシナティ、ラグレンジ・レーン ６１３６
(72)発明者 コーン・デビッド・エル
アメリカ合衆国、４１０１７ ケンタッキー州、エッジウッド、ワインディング・トレイルズ ３０９１
(72)発明者 ラップ・キップ・エム
アメリカ合衆国、４５１５７ オハイオ州、ニュー・リッチモンド、ステイト・ルート・２３２ ２０９６
(72)発明者 スミス・エリック・ビー
アメリカ合衆国、４５２４０ オハイオ州、シンシナティ、コンバース・ドライブ ７１２
(72)発明者 スミス・リチャード・シー
アメリカ合衆国、４５１５０ オハイオ州、ミルフォード、グレイストーン・コート １４９３
(72)発明者 テリオ・カラリン・アール
アメリカ合衆国、４５２０９ オハイオ州、シンシナティ、ドレイクウッド・ドライブ ３７８２
(72)発明者 ロバートソン・ガレン・シー
アメリカ合衆国、２７７１３ ノースカロライナ州、ダーラム、ウィンタークレスト・レーン ２７０６

Ｆターム(参考) 4C160 EE03 JJ13 JJ23 JJ43 MM32

专利名称(译)	用于切割和凝固的超声波装置		
公开(公告)号	JP2014518669A	公开(公告)日	2014-08-07
申请号	JP2014508122	申请日	2012-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	バレクステファンジェイ ダナハーウィリアムディー ドラギノフカールジェイジュニア キンボールコリージー コーンデビッドエル ラップキップエム スミスエリックビー スミスリチャードシー テリオカラリンアール ロバートソンガレンシー		
发明人	バレク·ステファン·ジェイ ダナハー·ウィリアム·ディー ドラギノフ·カール·ジェイ·ジュニア キンボール·コリー·ジー コーン·デビッド·エル ラップ·キップ·エム スミス·エリック·ビー スミス·リチャード·シー テリオ·カラリン·アール ロバートソン·ガレン·シー		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00424 A61B2017/22018 A61B2017/2929 A61B2017/320077 A61B2017/320089 A61N7/00		
FI分类号	A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/EE03 4C160/JJ13 4C160/JJ23 4C160/JJ43 4C160/MM32		
优先权	61/479901 2011-04-28 US		
其他公开文献	JP6141258B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声组件，其配置成能够在精确和精细的外科手术中进行选择性切割，凝固和显微切割。平衡刀片提供圆形远端和凹入边缘，便于在各种外科手术中进行精细切割和切割。由于刀尖处的可视性得到改善，刀片是弯曲的，旨在为许多组织提供动作，凝固，切割，切割，局部凝固，尖端穿透和尖端刮擦是的。该组件具有手动致动，其被配置为提供外科医生的人体工程学抓握和操纵。该组件的特征还在于用户可选择的刀片旋转。

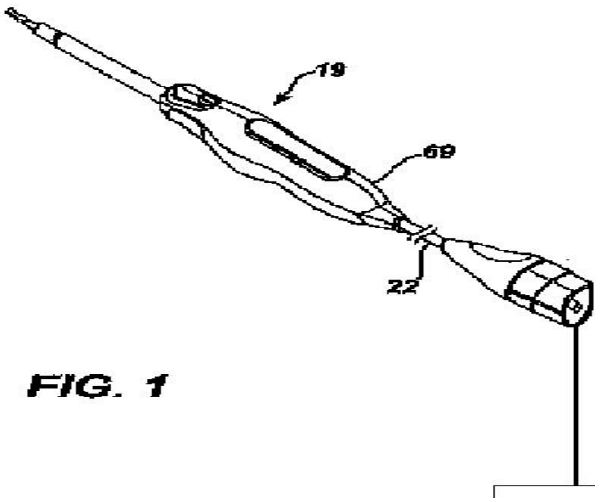


FIG. 1