

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6141258号
(P6141258)

(45) 発行日 平成29年6月7日 (2017.6.7)

(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 5 1 0

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2014-508122 (P2014-508122)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成24年4月27日 (2012.4.27)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2014-518669 (P2014-518669A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成26年8月7日 (2014.8.7)		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
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/035508		
(87) 国際公開番号	W02012/149361	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成24年11月1日 (2012.11.1)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成27年3月3日 (2015.3.3)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	61/479,901		弁理士 大島 孝文
(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)		

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、前記中央部分が第1の半径を有し、前記外側部分が前記第1の半径と異なる第2の半径を有し、

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、前記導波管に向かって前記中心縦軸線から離れる曲線

10

20

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】

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、をさらに備える、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 7】

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 6 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記カバーが、エラストマー材で構成される、請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 9】

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 8 に記載の超音波装置。

【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果たし、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】

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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足の疲労が挙げられる。

30

【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して定義される）、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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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、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。

40

【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 $0.20 \text{ W/m}^{\circ} \text{K}$ （ワット／メートル²・ケルビ

50

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、 $20 \sim 100 \text{ W/m}^\circ \text{K}$ 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。

10

【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の近位端に電氣的に接続する。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。

20

【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、ハウジングのチャンネル内に置かれ、操作中にドームスイッチを支持する。

30

【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。

40

【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

50

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。パネ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。

10

【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。

20

【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（ $n\lambda/2$ ）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。

30

【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し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、近位リング67a及び遠位リング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_0 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_0 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。

40

【0031】

50

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

10

20

30

40

50

、 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 $45^\circ \sim 70^\circ$ 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。

10

【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 $30^\circ \sim 40^\circ$ であり、最も好ましくは 34° であり、 Φ_3 は、好ましくは $35^\circ \sim 45^\circ$ 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。

20

【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。

30

40

【0040】

50

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の位置をもたらしように、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

(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。

30

【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、

40

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。

50

(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、

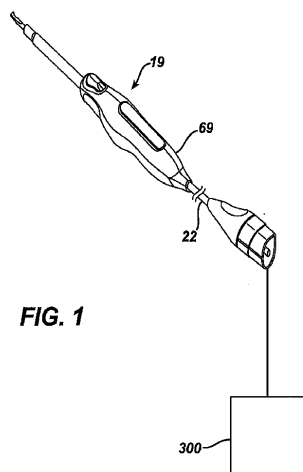
前記シースが前記第1の位置にある間に、前記シースに回転力を印加し、それによって前記シース及び前記ブレードを回転させることと、

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。

10

20

【図 1】



【図 2】

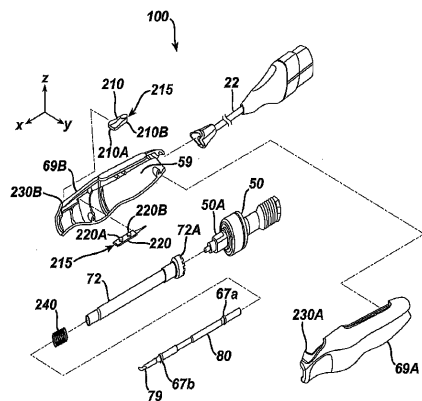
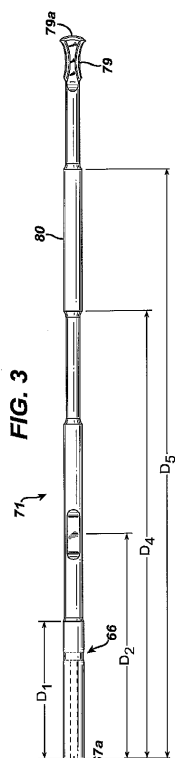
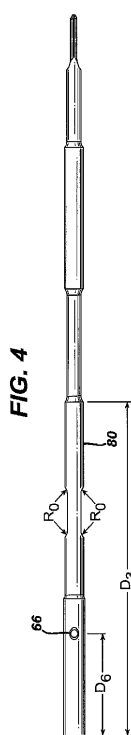


FIG. 2

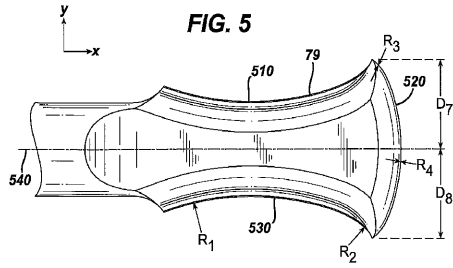
【図 3】



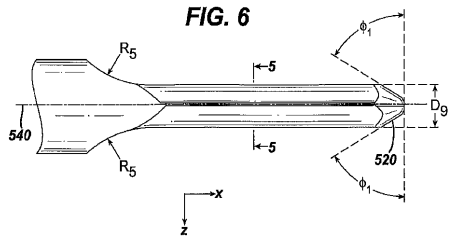
【図 4】



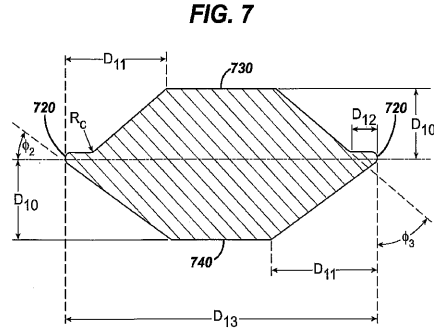
【図 5】



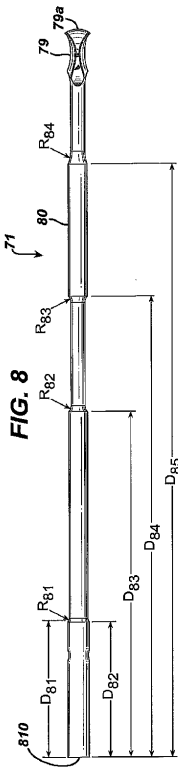
【図 6】



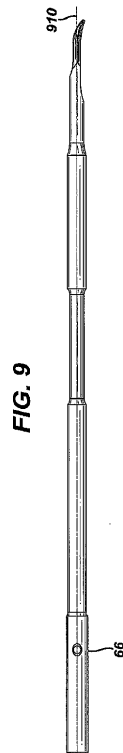
【図 7】



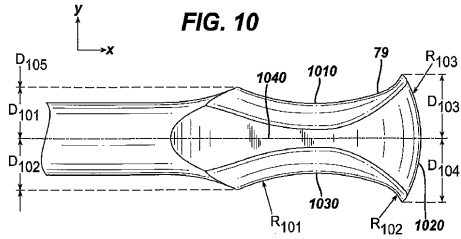
【図 8】



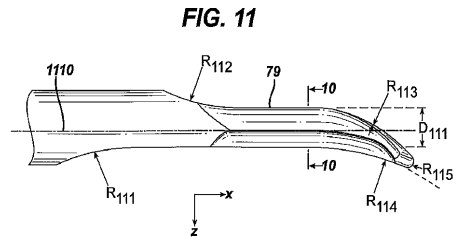
【図 9】



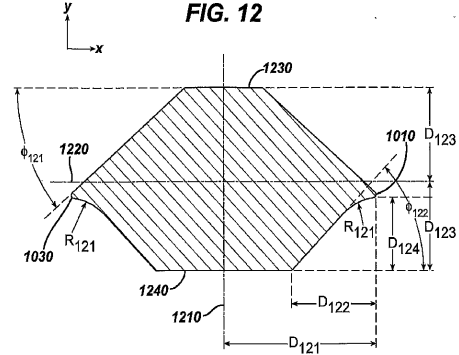
【図 10】



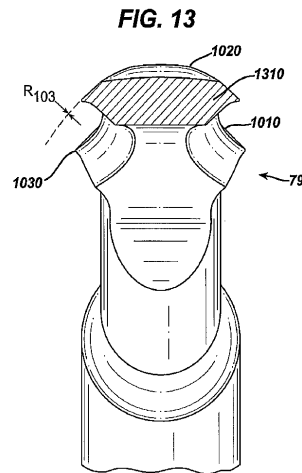
【図 11】



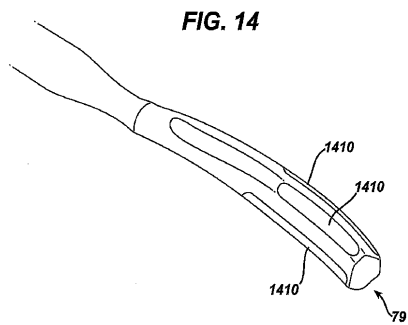
【図 12】



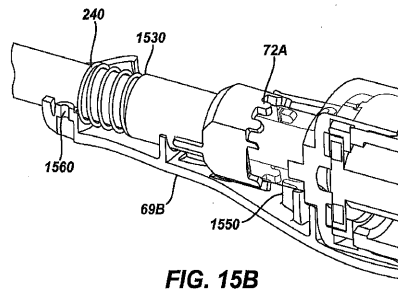
【図 13】



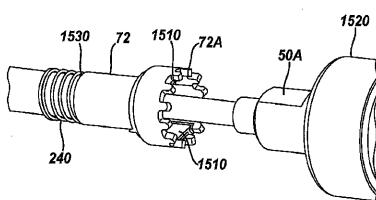
【図 14】



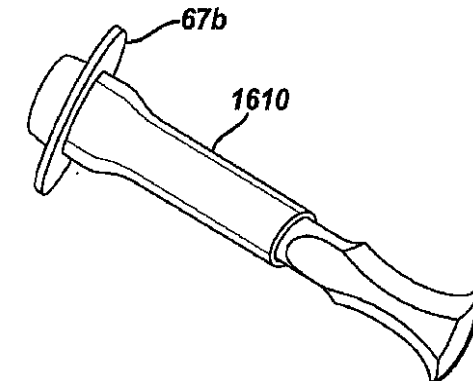
【図 15 B】



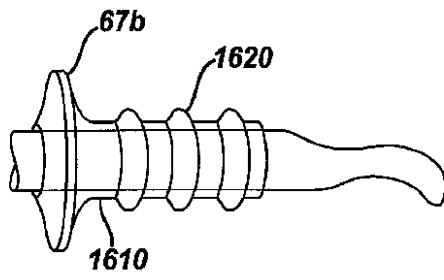
【図 15 A】



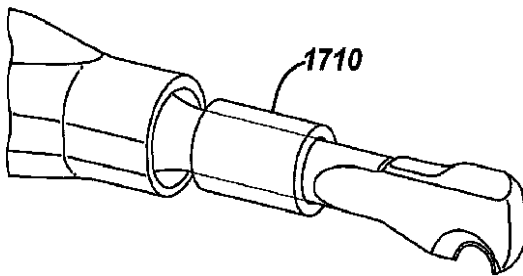
【図 16 A】

**FIG. 16A**

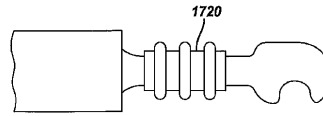
【図 16 B】

**FIG. 16B**

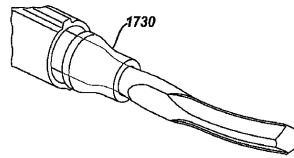
【図 17 A】

**FIG. 17A**

【図 17 B】

**FIG. 17B**

【図 17 C】

**FIG. 17C**

フロントページの続き

- (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・2322096
- (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

審査官 吉田 昌弘

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0057118 (US, A1)
特表2010-515558 (JP, A)
特開平08-206120 (JP, A)
特開昭61-020543 (JP, A)
特表2004-532752 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/32

专利名称(译)	用于切割和凝固的超声波装置		
公开(公告)号	JP6141258B2	公开(公告)日	2017-06-07
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		
当前申请(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	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00424 A61B2017/22018 A61B2017/2929 A61B2017/320077 A61B2017/320089 A61N7/00		
FI分类号	A61B17/32.510		
审查员(译)	吉田正弘		
优先权	61/479901 2011-04-28 US		
其他公开文献	JP2014518669A		
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。叶片，以提高叶片尖端的可视性，曲线，在许多组织中，凝固，切割，切断，局部凝固，尖端穿透和设计提供了划痕尖端效果是的。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把握和操纵。该组件的特征还在于用户可选择的刀片旋转。

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/32 (2006. 01)

A 6 1 B 17/32 5 1 0

請求項の数 9 (全 19 頁)		
(21) 出願番号	特願2014-508122 (P2014-508122)	(73) 特許権者 595057890
(86) (22) 出願日	平成24年4月27日 (2012. 4. 27)	エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2014-518669 (P2014-518669A)	E t h i c o n E n d o - S u r g e r y , I n c .
(43) 公表日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)	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
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/035508	4 5
(87) 国際公開番号	W02012/149361	(74) 代理人 100088605
(87) 国際公開日	平成24年11月1日 (2012. 11. 1)	弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成27年3月3日 (2015. 3. 3)	(74) 代理人 100130384
(31) 優先権主張番号	61/479, 901	弁理士 大島 孝文
(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)	
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