

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4832468号  
(P4832468)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 18/00 (2006.01)** A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 1 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-139318 (P2008-139318)	(73) 特許権者	594198385
(22) 出願日	平成20年5月28日(2008.5.28)		エチコン・エンドーサージェリー・インコーポレーテッド
(62) 分割の表示	特願平10-301731の分割		アメリカ合衆国オハイオ州45242シン
原出願日	平成10年10月9日(1998.10.9)		シナテイ・クリークロード4545
(65) 公開番号	特開2008-284374 (P2008-284374A)	(74) 代理人	110000741
(43) 公開日	平成20年11月27日(2008.11.27)		特許業務法人小田島特許事務所
審査請求日	平成20年5月28日(2008.5.28)	(72) 発明者	マーク・ツオントン
(31) 優先権主張番号	08/949161		アメリカ合衆国オハイオ州45213シン
(32) 優先日	平成9年10月10日(1997.10.10)		シナテイ・ジラードアベニュー6233
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	スチーブン・デIMATEO
			アメリカ合衆国マサチューセッツ州0236
			Oプリマス・ハイアワサロード3
		審査官	菅家 裕輔
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波外科用鉗子装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハウジング(52)、

該ハウジング(52)に結合した近位末端、および遠位末端を有する外側の管状外装(160)、

該外側の管状外装(160)内で往復動可能に配置された内側の作動部材(170)、

該外側の管状外装(160)内に配置され、そして該外側の管状外装(160)の該遠位末端の遠位へ延びるエンドエフェクター(180')を有する超音波ウエイブガイド(180)であって、該作動部材(170)が該ウエイブガイド(180)に関して往復動可能である超音波ウエイブガイド(180)、

組織を該エンドエフェクター(180')との間で挟むために、該エンドエフェクター(180')に関して旋回運動できるように、該外側の管状外装(160)の該遠位末端上に旋回するように取り付けられた鉗子アーム(190)であって、該作動部材(170)の往復動可能な運動が、該エンドエフェクター(180')に関して該鉗子アーム(190)を旋回運動させるように、該作動部材(170)に操作可能に連結されている鉗子アーム(190)、を有する超音波外科用鉗子装置において、

上記内側の作動部材(170)は管状であり、該超音波ウエイブガイド(180)が該内側管状の作動部材(170)内に配置されており、

鉗子アーム(190)で組織をエンドエフェクター(180')に対して挟んでいる間に生成する曲モーメントに抵抗し、そして該ウエイブガイド(180)と該相対的に往復

10

20

動可能な作動部材(170)との間の領域をシールする、該ウエイブガイド(180)の最も遠位ノードで、該ウエイブガイド(180)に取り付けられた環状の支持体部材(250)、を有しており、

上記支持体部材(250)は、円筒状の外側支持体面を有する支持体部(252)、および非圧縮状態では、外側支持体面の外側放射方向に突出し、周囲シーリング領域を定めるように収斂する一対の収斂する面を有するシーリング部(254)を有し、

上記ウエイブガイド(180)は、最も遠位ノードで、該ウエイブガイド(180)よりも大きい直径を有する外側円筒面を有するラグ部(181)を有し、上記支持体部材(250)の支持体部(252)が該ウエイブガイド(180)の該ラグ部(181)上に配置され、上記の作動部材(170)の相対的往復動に伴い、該支持体部材(250)を該ウエイブガイド(180)上に維持する、ことを特徴とする超音波外科用鉗子装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に超音波外科用デバイス、そしてより詳細には、ウエイブガイドのエンドエフェクターに対して組織を挟んでいる間に作られる曲モーメントに抵抗する、装置の超音波ウエイブガイド用に改良された薄壁化支持体およびシーリング部材を含む、組織を凝固し、かつ/または切断するための超音波外科用鉗子装置に関する。

【背景技術】

【0002】

20

超音波外科用具は、その用具の独特な性能特性により、外科医術においてますます広い応用に見られる。特別な用具の形状および操作パラメータに依存して、超音波外科用具は望ましくは患者の外傷は最小で、凝固による組織の切断そして止血を実質的に同時に行うことができる。この切断作用は典型的には用具の遠位末端のエンドエフェクターにより行われ、エンドエフェクターが超音波エネルギーをそれに接触している組織に伝える。この種類の超音波用具は、開放外科使用、あるいは腹腔鏡または内視鏡外科医術のために形成することができる。

【0003】

患者の組織に超音波エネルギーをつなぐために、組織を用具のエンドエフェクターに対して押す鉗子機構を含む超音波外科用具が開発された。そのような配置(しばしば超音波トランセクター(transector)と呼ばれる)は、特許文献1に開示され、この内容は引用により本明細書に編入する。

30

【0004】

これまでの超音波用具では、用具のウエイブガイド(これを通して超音波エネルギーが向けられる)には、典型的には1つ以上のリング-様部材がウエイブガイドを音響的に制し、そしてウエイブガイドを周囲の部品から隔離するために提供されている。そのような隔離部材は、典型的にはウエイブガイドの縦振動の1つ以上のノードで提供され、そして典型的にはシリコンゴムのようなエラストマー材料により構成されている。この種の隔離部材は、サイド-ローディング(side-loading)または曲がった条件下で起こり得るウエイブガイドからの振動エネルギーの損失を望ましく防止し、そうしなければウエイブガイドとその近くに位置する連合部品との間接的接触を生じるだろう。

40

【0005】

これまで知られている内視鏡への応用のための超音波外科用具では、そのような用具の延長された内視鏡部分の外径は、10mmのオーダーであった。これ自体は、そのような用具にウエイブガイド用の適当な隔離部材を提供することは、通常、可能であるが、望ましい硬度およびウエイブガイドを過剰に加熱することなく望ましいレベルの超音波エネルギーを送達するために、十分に大きな断面を有するウエイブガイドが提供されている。

【0006】

超音波外科用具の絶え間の無い開発により、望ましいことには直径が6mmのオーダー以下のより一層小さい内視鏡部分を有する用具が開発された。この比較的小さいサイズの

50

超音波用具を形成する時、ウエイブガイドの望ましい音響的ダンピングがなされるが、現実的にはできるかぎり大きな断面をもつウエイブガイドを提供することが重要である。用具のエンドエフェクターに対して組織を挟むために形成された超音波用具では、そのように挟むことで正常な未付加形状からウエイブガイドを曲げるウエイブガイド内の曲モーメントが生成するので、ウエイブガイドを隔離することの問題はさらに悪化する。

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,322,055号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、超音波外科用具のための改良された支持体部材を対象とし、本発明の支持体部材は特に比較的小さい断面を有する内視鏡への応用のために形成された用具における使用に適する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に従い、超音波外科用鉗子装置は、外科医術中に組織を選択的に切断、凝固、そして挟むことを可能にするように形成されている。鉗子装置のウエイブガイドを音響的に制するために、鉗子装置にはウエイブガイドの最も遠いノードに配置された環状の支持体部材を含む。この環状の支持体部材は、ウエイブガイドを周辺の部品から隔離するために作用する支持体部、およびウエイブガイドとウエイブガイドの周りに配置された往復動可能なチューブ状の作動部材との間をシールするシール部を含むように形成されている。この構造により、環状の支持体部材が望ましくない振動モードを制する一方、望ましい振動モードを可能とし、ウエイブガイド付近の領域のシールを行い、そして用具の延長された管状部分内の活性化ウエイブガイドで、利用可能な断面積を最大とする。

【0010】

説明する態様に従い、本発明の超音波外科用鉗子装置は、ハウジングおよびハウジングに結合している近位末端を有する外側の管状外装を含む。内側の管状の作動部材は、外側の管状外装内で往復できるように配置され、そして外側の管状外装の遠位末端に回転するように取り付けられた鉗子アームに操作可能に繋がれている。この鉗子アームは、内側の管状作動部材内に配置された超音波ウエイブガイドのエンドエフェクターに関して、旋回運動のために取り付けられている。説明する態様では、外側の管状外装、内側の管状作動部材、および超音波ウエイブガイドは、装置のハウジングに関して一緒に回転するために取り付けられ、作動部材は外側の外装ならびに作動部材内に配置された超音波ウエイブガイドの両方に関して往復動可能である。作動部材の往復運動は、ウエイブガイドのエンドエフェクターに関して鉗子アームを回転するように動かす。

【0011】

本発明に従い、環状の支持体部材はウエイブガイドの最も遠いノードでウエイブガイドに取り付けられる。この支持体部材は、好ましくはシリコンゴムのようなエラストマー材料を含んで成り、そして装置の性能を増強させるための機能の組み合わせを提供するように形成されている。特に支持体部材は、旋回鉗子アームで組織をエンドエフェクターに対して挟む間に生成する曲モーメントに抵抗するために、ウエイブガイドと作動部材との間に配置された一般的に円筒状の外側支持体面を有する支持体部を含む。支持体部材はさらに、ウエイブガイドと相対的に往復動可能な作動部材との間の領域をシールするためのシーリング部を含む。好適な態様ではシーリング部は、互いに収束し、そして出会う一対の収束面を有し、部材の支持体部の外側の円筒状の支持体面に外側放射状に間隔をあけた周辺シーリング領域を定める。

【0012】

本発明で説明する態様では、支持体部材のシーリング部は、その支持体部から軸に沿って遠位または近位のいずれかへ間隔がつけられている。別の態様では、支持体部材のシーリング部は、支持体部の中間に配置される。支持体部材の種々の態様の各々について、連

10

20

30

40

50

合するウエイブガイドは、隣接するウエイブガイドの部分よりも大きい直径を有するラグ部を含むように形成することができる。本発明の支持体部材は、そのようなラグ部に関して好ましく配置されているので、この支持体部材の支持体部は、ウエイブガイドのラグ部の上に配置され、そして側面に接する。シーリング部が支持体部の中間に位置する本発明の支持体部材のこのような態様において、シーリング部は実質的にウエイブガイドのラグ部と並べて配置することができる。

【実施例】

【0013】

本発明の他の特徴および利点は、以下の詳細な記載、添付図面および前記請求の範囲から容易に明らかとなるだろう。

【0014】

本発明には種々の形態の態様が想定され、図面に示し、そしてこれから現在好適な態様を記載するが、本開示は本発明の例示として考えられ、そして説明する特別な態様に本発明を限定することを意図していない。

【0015】

本発明は、特に外科医術中に組織を切断し、凝固し、かつ/または挟むために形成された、改良された超音波外科用鉗子装置を対象とする。本鉗子装置は、開放医術ならびに腹腔鏡または内視鏡医術の両方に使用するために容易に形成することができる。超音波エネルギーを選択的に使用して、汎用的な使用が容易に行われる。鉗子装置の超音波部品が作動しない時は、組織を切断または損傷することなく、組織を所望のように容易に把握し、そして操作することができる。超音波部品が作動する時、鉗子装置は組織の凝固を行うために超音波エネルギーにつなぐために組織の把握を可能とし、圧力をかけて、効率的に組織の切断および凝固を行う。所望により、デバイスの超音波的「刃 (blade)」またはエンドエフェクターを適切に操作して、鉗子装置の鉗子機構を使用する事なく超音波エネルギーを操作に適用することができる。

【0016】

以下の記載から明らかになるように、本発明の超音波外科用鉗子装置は、その直線的な構造により、特に使い捨て使用のために形成されている。このように、鉗子装置は外科用システムの超音波駆動ユニットと連合して使用されることを意図しており、これにより駆動ユニットからの超音波エネルギーが本鉗子装置の望ましい超音波作動を提供する。本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置は、使い捨てではない使用のために形成することができる、そして取り外せないように付随する超音波駆動ユニットと一体化していると考えられる。しかし、本鉗子装置と付随の超音波駆動ユニットの取り外し可能な連結では、現在、一人の患者にこの装置を使用するために好ましい。

【0017】

図1および3を参考にして、一般的に10で示す外科用システムの現在好適な態様を説明し、これは本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置を含む。この外科用システム10の超音波発生機および付随する超音波駆動ユニットの好適な詳細を最初に記載し、続いて本発明の原理を具現する割り送り回転用に形成された鉗子機構を含む超音波外科用鉗子装置を詳細に記載する。

【0018】

外科用システム10は、超音波発生機30および付随する超音波外科用具を含む。外科用具は、50で示す超音波駆動ユニット、および本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置120を含む。さらに記載するように、駆動ユニット50の超音波変換器および超音波外科用鉗子装置120の超音波ウエイブガイドは、一緒に本外科用システムの音響アッセンブリーを提供し、音響アッセンブリーは発生機30により電力をかけられた時に外科医術のための超音波エネルギーを提供する。いくつかの応用で超音波駆動ユニット50は、この外科用システムの外科用具は外科医が超音波駆動ユニット50を種々の医術および手術中に把握し、そして操作するために形成されるので、「ハンドピースアッセンブリー」と呼ばれることに注目されたい。本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置

10

20

30

40

50

120は、好ましくは超音波駆動ユニット50の操作から離れて用具を配置し、そして操作し易くする鉈 - 様のグリップ配置を含む。

【0019】

外科用システムの発生機30は、発生機30の制御システムにより定めた選択した偏位、周波数および位相で、ケーブル32を通して電気信号を送る。さらに記載するように、信号は外科用具の音響アッセンブリーの1つ以上の圧電気要素の膨張そして緊縮を引き起こし、これにより電気エネルギーを機械的運動に変換する。機械的運動は、音響定常波で超音波アッセンブリーを通して広がる超音波エネルギーの縦波を生じて、選択した周波数および偏位で音響アッセンブリーを振動させる。音響アッセンブリーのウエイブガイドの遠位末端のエンドエフェクターは、患者の組織と接するように配置され、組織に超音波エネルギーを伝える。さらに以下に記載するように、ジョーまたは鉗子機構のような外科用道具は、好ましくは組織をエンドエフェクターに対して押すために利用される。

10

【0020】

エンドエフェクターが組織とつながると、組織内の摩擦、吸音および粘度損失の結果、熱エネルギーまたは熱が生じる。この熱はタンパク質の水素結合を破壊するために十分であり、高度に組織化されたタンパク質（すなわちコラーゲンおよび筋肉タンパク質）の変性を引き起こす（すなわち、組織の低下）。タンパク質が変性すると、粘着性の凝塊が形成し、小さい血管を密閉または凝固する。この作用を長くすると、より大きな血管の深い凝固が生じる。

【0021】

超音波エネルギーを組織に伝えると、機械的炸裂、切断、空洞化、細胞破壊および乳化を含む他の効果をもたらす。得られる切断の量ならびに凝固の程度は、エンドエフェクターの偏位、振動の周波数、使用者がかけた圧力の量、エンドエフェクターの鋭さおよびエンドエフェクターと組織との間の結合により変動する。

20

【0022】

図1に説明するように、発生機30は発生機30と一体化した制御システム、電力スイッチ34およびトリガリング機構36を含む。電力スイッチ34は、発生機30への電力を制御し、そしてトリガリング機構36により作動させる時、発生機30はエネルギーを提供して外科用システム10の音響アッセンブリーを予め定めた周波数で駆動し、そしてエンドエフェクターを予め定めた偏位レベルで駆動させる。発生機30は、音響アッセンブリーの任意の適当な共鳴周波数で、超音波アッセンブリーを駆動または励起する。

30

【0023】

発生機30がトリガリング機構36を介して作動する時、電気エネルギーは発生機30により連続的に音響アッセンブリーの変換器スタックまたはアッセンブリー40にかけられる。発生機30の制御システム中の位相 - ロック式ループ（*phase locked loop*）は、音響アッセンブリーからのフィードバックをモニターする。この位相ロックループは、発生機30により送られた電気エネルギーの周波数を、組織の付加を含む音響アッセンブリーの振動の選択された縦モードの共鳴周波数に合わせるために調整する。さらに、制御システム中の第2フィードバックループは、音響アッセンブリーのエンドエフェクターで実質的に一定の偏位を達成するために、予め定めた一定レベルで音響アッセンブリーに供給される電流を維持する。

40

【0024】

音響アッセンブリーに供給される電気信号は、例えば約20kHz～250kHzの範囲、好ましくは約54kHz～56kHzの範囲、そして最も好ましくは約55.5kHzで、ウエイブガイドの遠位末端（すなわちエンドエフェクター）の縦振動を引き起こす。エンドエフェクターでのこの振動の偏位は、例えば音響アッセンブリーの変換器アッセンブリー40にかける電気信号の振幅を発生機30により制御することにより調整できる。

【0025】

上記のように、発生機30のトリガリング機構36により、使用者は発生機30を作動

50

させて電気エネルギーを連続的に音響アッセンブリーに供給することができる。このトリガリング装置36は、好ましくはケーブルまたはコードで発生機30に脱着可能につながれた、またはつながれたフット作動スイッチを含んで成る。あるいはトリガリング機構は、超音波駆動ユニット50に組み込まれたハンドスイッチとして形成されて、使用者による発生機30の作動を可能とする。

【0026】

また、発生機30は、電気外科用ユニットまたは通例の電気的アウトレットに挿入するための電力線38も有する。また、発生機30は、バッテリーのような直流(DC)源により電力を供給することもできることを意図する。発生機30は、エチコン・エンド・サージェリー社(Ethicon Endo-Surgery Inc.)から販売されている型番GENO1のような任意の適当な発電機を含んで成ることができる。

10

【0027】

図1および3を参考にして、外科用具の超音波駆動ユニット50は、音響アッセンブリーの振動から操作者を離すように適合されたマルチピースハウジング52を含む。この駆動ユニットハウジング52は、通常の様式で使用者により保持されるように形成できるが、本発明の超音波外科用鉗子装置120は、原理的には記載するように、鉗子装置のハウジングにより提供される鉗-様の配置により把握され、そして操作されることを意図する。マルチピースハウジング52を説明するが、ハウジング52は1つまたは単位構成の部品から成ることができる。

【0028】

20

超音波駆動ユニット50のハウジング52は、一般的に近位末端、遠位末端およびその間を長軸に延びる空洞を含む。ハウジング52の遠位末端は外科用システム10の音響アッセンブリーがその中を通して延びることを可能とするように形成された開口60を含み、そしてハウジング52の近位末端はケーブル32により発生機30につながる。ケーブル32は好ましくは、ダクトまたはベント62を含み、空気が超音波駆動ユニット50のハウジング52に入り、音響アッセンブリーの変換器アッセンブリー40の冷却を可能とする。

【0029】

超音波駆動ユニット50のハウジング52は、好ましくはUltem(商標)のような耐久性プラスチックから構成されている。あるいはハウジング52は、他のプラスチック[すなわち液体結晶ポリマー(LCP)、ナイロンまたはポリカーボネート]を含む種々の材料から作ってもよいことを意図する。適当な超音波駆動ユニット50は、エチコン・エンドサージェリー社から販売されている型番HP050である。

30

【0030】

外科用具の音響アッセンブリーは一般的に、第1音響部および第2音響部を含む。第1音響部は、好ましくは超音波駆動ユニット50により保持され、そして第2音響部(記載するようなウェイブガイドおよびエンドエフェクターの状態)は、超音波外科用鉗子装置により保持される。第1音響部の遠位末端は、第2音響部の近位末端と、好ましくはねじ込み式連結により操作できるようにつながれている。

【0031】

40

図3を見ると、第1音響部は変換器スタックまたはアッセンブリー40および取り付けデバイス84を含み、そして第2音響部は伝達部品または作業部材、本明細書で言うエンドエフェクターを有するウェイブガイドを含む。

【0032】

音響アッセンブリーの部品は、各部品の長さが波長の半分の整数 $[n/2]$ 、ここで波長は音響アッセンブリーの予め定めた、または作動縦振動周波数 $f_0$ の波長であり、そして $n$ は任意の負ではない整数である]となるように、好ましくは音響的に調律される。また、音響アッセンブリーは、音響要素の任意の適当な配置を組込んでもよいと考える。

【0033】

音響アッセンブリーの変換器アッセンブリー40は、発生機30からの電気信号を、超

50

音波周波数でエンドエフェクターの縦振動運動を生じる機械エネルギーに転換する。音響アッセンブリーがエネルギーを与えられると、振動運動定常波が音響アッセンブリーを通過して発生する。音響アッセンブリーに沿った任意の点の振動運動の偏位は、音響アッセンブリーに沿って振動運動を測定する位置に依存する。振動運動定常波において、最小またはゼロの交差 (crossing) はノードと呼ばれ (すなわち、運動が通常は最小の場所)、そして定常波において、最大絶対値 (absolute maximum) またはピークを一般的にはアンチ - ノードと呼ぶ。アンチ - ノードとそれに最も近いノードとの間の距離は、波長の  $1/4$  ( $\lambda/4$ ) である。

#### 【0034】

図3に示すように、「ランゲビンスタック (Langevin stack)」としても知られている音響アッセンブリーの変換器アッセンブリー40は、一般的に変換器部90、第1共鳴体92および第2共鳴体94を含む。変換器アッセンブリーは、好ましくは長さが、系の波長の  $1/2$  の整数である。あるいは本発明は、磁気歪性、電磁気性または静電性変換器を含んで成る変換器アッセンブリーを含むように形成してもよいと考える。

10

#### 【0035】

第1共鳴体92の遠位末端は、変換区分90の近位末端に連結され、そして第2共鳴体94の近位末端は、変換区分90の遠位末端に連結される。この第1および第2共鳴体92および94は、好ましくはチタン、アルミニウム、鋼または他の適当な材料から作られ、そして最も好ましくは第1共鳴体92は303ステンレス鋼から作られ、そして第2共鳴体94は7075-T651アルミニウムから作られる。第1および第2共鳴体92および94は、変換区分90の長さ、共鳴体92および94で使用する材料の音速、ならびに変換器アッセンブリー40の望ましい基本的周波数  $f_0$  を含む多数の変数により定められた長さを有する。第2共鳴体94は、その近位末端から遠位末端へ内側にテーパーを付けて速度トランスフォーマーとして機能し、そして超音波振動の偏位を増幅することができる。

20

#### 【0036】

変換器アッセンブリー40の変換部90は、好ましくは交互の陽電極96および陰電極98の圧電気区分を含んで成り、圧電気要素100は電極96および98間を交替させる。この圧電気要素100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、あるいは他の圧電気材料のような任意の適当な材料から作ることができる。各陽電極96、陰電極98および圧電気要素100は、中央を通過して延びる内腔を有する。陽および陰電極96および98は、電氣的にそれぞれワイヤ102および104につながる。ワイヤ102および104は、発電機30からの電気信号を電気96および98に伝える。

30

#### 【0037】

図3に説明するように、圧電気要素100はボルト106により第1および第2共鳴体92および94の間で圧縮されて保持されている。ボルト106は好ましくは、ヘッド、シャンクおよびねじ込み型の遠位末端を有する。ボルト106は第1共鳴体92の近位末端から、第1共鳴体92、電極96および98、ならびに圧電気要素100の内腔を通過して挿入される。ボルト106のねじ込み型遠位末端は第2共鳴体94の近位末端中のねじ込み型内腔にねじ込まれる。このボルトは、鋼、チタン、アルミニウムまたは他の適当な材料、そして好ましくはTi-6Al-4Vチタン、そして最も好ましくは4037低合金鋼から作ることができる。

40

#### 【0038】

圧電気要素100は、発電機30から供給される電気信号に反応してエネルギーを与えられ、音響アッセンブリーに音響定常波が生成する。この電気信号は、圧電気要素100を横切る電磁場を引き起こし、圧電気要素100を電圧勾配の軸に沿って連続的様式で膨張および緊縮させ、超音波エネルギーの高周波の縦波を生成する。この超音波エネルギーは、音響アッセンブリーを通過してエンドエフェクターに伝わる。

#### 【0039】

50

音響アッセンブリーの取り付けデバイス 84 は、近位末端、遠位末端を有し、そして好ましくは実質的に系の波長の半分の整数に等しい長さを有する。取り付けデバイス 84 の近位末端は、好ましくは軸に沿って並び、そしてアンチ - ノード付近の内側ねじ込み型連結により第 2 共鳴体 94 の遠位末端につながる。(本開示の目的のために、用語「付近」は「隣接する」または「近接する」と定義する。)取り付けデバイス 84 は、任意の適当な手段により第 2 共鳴体 94 につけられ、そして第 2 共鳴体 94 および取り付けデバイス 84 は、1つの、または単位構成部品として形成してもよいと考える。

#### 【0040】

取り付けデバイス 84 は、ノード付近の超音波駆動ユニット 50 のハウジング 52 につながれている。取り付けデバイス 84 は好ましくは、その周囲に配置され、一体として取り付けられたフランジ 108 を含む。この取り付けフランジ 108 は好ましくは、超音波駆動ユニット 50 のハウジング 52 内に形成された環状の溝 110 に配置され、取り付けデバイス 84 をハウジング 52 につなぐ。隔離碍子によりつけられた一对のシリコンゴム O - リングのような柔軟性部材または材料 112 は、ハウジング 52 の環状溝 110 と取り付けデバイス 86 の一体フランジ 108 との間に配置され、超音波の振動が取り付けデバイス 84 からハウジング 52 へ伝わることを減らすか、または防止することができる。

10

#### 【0041】

取り付けデバイス 84 は、複数のピン 114 (好ましくは 4 つ) により予め定めた軸位置に好ましくは固定される。このピン 114 は、取り付けデバイス 84 の外周の周囲に互いに 90 度離れて、長軸方向に配置されている。このピン 114 は、超音波駆動ユニット 50 のハウジング 52 につながれ、そして取り付けデバイス 84 の音響取り付けフランジ 108 中のノッチを通して配置されている。このピン 114 は好ましくは、ステンレス鋼から作られている。

20

#### 【0042】

取り付けデバイス 84 は好ましくは、音響アッセンブリーを通してエンドエフェクターの遠位末端に伝わる超音波振動の偏位を増幅するように形成される。1つの好適な態様では、取り付けデバイス 84 は、固体のテーパホーンを含んで成る。超音波エネルギーが取り付けデバイス 84 を通って伝わる時、取り付けデバイス 84 を通って伝わる音波の速度は増幅される。取り付けデバイス 84 は、例えば段のあるホーン、コニカルホーン、指数ホーン、ユニタリーゲインホーン (unitary gain horn) 等のような任意の適当な形状に形成されたと考える。

30

#### 【0043】

図 3 に示すように、取り付けデバイス 84 は好ましくは、超音波鉗子凝固装置 120 の第 2 音響部に音響的につながれている。取り付けデバイス 84 の遠位末端は好ましくは、アンチ - ノード付近の一体ねじ込み型連結により、第 2 音響部の近位末端につながるが、別の連結配置も使用できる。

#### 【0044】

ここで図 4 を参照にして、好適態様に従い外科用システム 10 の超音波外科用鉗子装置 120 の拡大図を説明する。超音波外科用鉗子装置 120 の近位末端は、好ましくは、図 3 に示すように鉗子装置のハウジング中に駆動ユニットを挿入することにより、超音波駆動ユニット 50 の遠位末端を受け、そしてそれに適合している。超音波外科用鉗子装置 120 は好ましくは、ユニットとして超音波駆動ユニット 50 につけられ、そして取り出される。超音波外科用鉗子装置 120 は、1回の使用後に廃棄されてもよい。

40

#### 【0045】

超音波外科用鉗子装置 120 は好ましくは、ハンドルアッセンブリーまたはハウジング 130 を含み、好ましくはかみ合うハウジング部分 131、132、そして延長されるか、または内視鏡部 150 を含んで成る。本発明が内視鏡の使用のために形成されるとき、その構造は部分 150 が約 5 . 5 mm の外径を有するような寸法とすることができる。超音波外科用鉗子装置 120 の延長部 150 は、装置ハウジング 130 と直交するように延

50

びる。延長部 150 は、以下にさらに記載するように、ハウジング 130 に関して選択的に回転することができる。延長部 150 は好ましくは、外側の管状部材または外装 160、内側の管作動部材 170、およびエンドエフェクター 180' を有するウエイブガイド 180 の状態の音響システムの第 2 音響部を含む。記載するように、外側の外装 160、作動部材 170 およびウエイブガイド 180 は好ましくは、ハウジング 130 に関してユニット（超音波駆動ユニット 50 と一緒に）としてスライド式に回転するために、一緒に結合している。

【0046】

図 4 に説明するように、第 2 音響部のウエイブガイド 180 の近位末端は好ましくは、上記に示すようにアンチ - ノード付近で、超音波駆動ユニット 50 の取り付けデバイス 84 に脱着できるようにつながれている。ウエイブガイド 180 は好ましくは、実質的にシステム波長の半分の整数に等しい ( $n / 2$ ) 長さを有する。ウエイブガイド 180 は好ましくは、チタン合金（すなわち Ti - 6 Al - 4 V）またはアルミニウム合金のような超音波エネルギーを効率的に広げる材料で構成された固体コアシャフトから作られる。あるいはウエイブガイド 180 は、任意の他の適当な材料から作ることができると考えられる。

10

【0047】

ウエイブガイドは好ましくは、実質的に半 - 柔軟性である。あるいはウエイブガイドは実質的に硬質であることができ、または柔軟性ワイヤを含んでもよいと考えられる。ウエイブガイドは当該技術分野で周知のように、ウエイブガを通してエンドエフェクターに伝わる機械的振動を増幅するように形成することができる。ウエイブガイドはさらに、ウエイブガイドに沿った縦振動の増大を制御するための特徴、ならびにウエイブガイドをシステムの共鳴周波数に調律するための特徴を有することができる。

20

【0048】

ウエイブガイド 180 は任意の適当な断面の寸法を有してもよいと考えられる。例えば、ウエイブガイドは実質的に均一の断面を有してもよく、またはウエイブガイドは種々の区分でテーパをつけることができ、あるいはその全長に沿ってテーパを付けることができる。

【0049】

図 4 に示すように、ウエイブガイド 180 は一般的に、第 1 区分 182、第 2 区分 184 および第 3 区分 186 を有する。ウエイブガイドの第 1 区分 182 は、ウエイブガイドの近位末端から遠位に延び、そして実質的に連続的な断面の寸法を有する。

30

【0050】

第 1 区分 182 は好ましくは、そこを通して正反対に延び、実質的にウエイブガイド 180 の軸に対して垂直の少なくとも 1 つの放射ホールまたは孔 188 を含む。孔 188 は好ましくはノードに配置されるが、他に配置されてもよい。孔 188 は任意の適当な深さを有し、そして任意の形状でよいと考えられる。この孔は、装置ハウジング 130 に関して共に接続し、スライド回転するために、ウエイブガイド 180、管状の作動部材 170 および管状の外側外装 160 を一緒に連結するコネクタピン部材を受けると形成される。

40

【0051】

ウエイブガイド 180 の第 2 区分 184 は、第 1 区分 182 から遠位に延びる。第 2 区分 184 も好ましくは、実質的に連続した断面を有する。第 2 区分 184 の直径は、第 1 区分 182 の直径よりも小さく、そして第 3 区分 186 の直径よりも大きい。超音波エネルギーがウエイブガイド 180 の第 1 区分 182 から第 2 区分 184 へ進むにつれて、第 2 区分が狭くなることで、中を通る超音波エネルギーの振幅の増加を生じるだろう。

【0052】

第 3 区分 186 は、第 2 区分 184 から遠位に延びる。第 3 区分 186 も実質的に連続した断面を有する。第 3 区分 186 も、その長さに沿って小さな直径の変化を含んでもよい。超音波エネルギーがウエイブガイド 180 の第 2 区分 184 から第 3 区分 186 へ進む

50

につれて、第3区分186が狭くなることで、中を通る超音波エネルギーの振幅の増加を生じるだろう。

【0053】

第3区分186は、外側の円周に形成された複数の溝またはノッチ（示さず）を有してよい。この溝は、ウエイブガイド180のノードに位置し、製造中に制動外装（示さず）および安定化シリコンリングまたは柔軟な支持体を取り付けるための配置表示として作用する。そのような柔軟な支持体は、望ましくは活性なウエイブガイド180を周辺の装置部品から隔離するために作用する。シールが好ましくは最も遠位のノード、エンドエフェクター180'に最も近くで提供され、ウエイブガイドと作動部材170との間の領域に組織、血液および他の物質が通過することを減らす。以下にさらに記載し、そして本発明に従うように、支持体部材は好ましくは最も遠位のノードに提供されて、付随する鉗子機構によりウエイブガイド内で生成する曲モーメントに抵抗し、そしてウエイブガイドと作動部材170との間の領域のシールを行う。望ましい支持を提供するために、たとえ支持体部材が比較的薄くても（わずかに約0.003~0.005インチの領域）、活性なウエイブガイドの作動部材120からの音響的隔離が行われる。

10

【0054】

ウエイブガイド180のエンドエフェクター180'は好ましくは、それと一体化し、そして1つのユニットとして形成される。あるいはこのエンドエフェクターは、ねじ込み式連結により、または溶接部により連合されてもよい。エンドエフェクターの遠位末端は、音響アッセンブリーに組織が付加されていない時、音響アッセンブリーを好適な共鳴周波数 $f_0$ に調律するために、アンチ-ノード付近に配置される。変換器アッセンブリーがエネルギーを与えられると、エンドエフェクターの遠位末端は、例えば予め定めた振動周波数 $f_0$ で、約10~500ミクロンのピーク対ピーク、そして好ましくは約10から約100ミクロンの範囲で、長軸方向に移動するように形成される。

20

【0055】

説明した態様に従い、エンドエフェクター180'（時折、刃と呼ぶ）は、本発明の鉗子凝固装置の付随する鉗子機構と協同するために、好ましくは円筒状である。エンドエフェクターには、当該技術分野で周知の適切な表面処理を施すことができる。

【0056】

特に図2を参照にして、発明の鉗子凝固装置120の鉗子機構を説明し、これはウエイブガイド180のエンドエフェクター180'との協同のために形成されている。この鉗子機構は、旋回運動可能な鉗子アーム190（これはその遠位末端で管状の外装160の遠位末端と旋回するように連結されている）を含む。鉗子パッド192（好ましくはテフロン（登録商標）または他の適当な低摩擦材料から形成される）は、エンドエフェクター180'と協同するために鉗子アームの表面に取り付けられ、鉗子アームの旋回運動で、鉗子パッドをエンドエフェクター180'に対して実質的に平行関係に、接触して配置する。この構造により、挟まれる組織がパッド192とエンドエフェクター180'の間に把握される。説明するように、パッド192には好ましくは、エンドエフェクター180'との協同で組織の把握を強めるために、のこ歯-様形状が提供されている。

30

【0057】

エンドエフェクターに関する鉗子アームの旋回運動は、その近位末端で少なくとも1つ、好ましくは一対の鉗子アーム190のレバー部193の設備により行われる。このレバー部は、ウエイブガイド180およびエンドエフェクター180'のそれぞれの反対側に配置され、そして往復可能な作動部材170の駆動部194と操作的に結合している。管状の外装160およびウエイブガイド180に関する、作動部材の往復可能な運動により、エンドエフェクターに対して鉗子アームの旋回運動が行われる。レバー部193は、駆動部194により定められる一対の開口中にそれぞれ配置することができ、またはそれと適切に機械的につながれ、これにより作動部材の往復可能な運動が、駆動部194およびレバー部193を通して鉗子アームを旋回させるように作動する。

40

【0058】

50

特に図3、5および6を参照にすると、作動部材170の往復可能な運動は、共に接合して回転するために作動部材の近位末端に取り付けられた、一般的に200と示す駆動カラーの設備により行われる。このために、駆動カラーは一对の直径に対して向かい合った、軸方向に延びるアーム202を含み、各々が駆動ラグ204有し、駆動ラグは管状の作動部材170の近位末端により定められる適当な開口206にかみ合うように、アーム202により偏向している。中に偏向している。作動手段170と一緒の駆動カラー200の回転は、さらに作動部材170の近位末端部により定められる適当な開口210と直径で結合可能な一对の鍵208(図8を参照にされたい)の設備により行われる。作動部材170上の周囲の溝211は、O-リング211'(図4)上で、外側の外装160の内面との結合を受ける。

10

## 【0059】

外側の外装160および内側のウエイブガイド180と一緒の作動部材170の回転は、装置のこれら部材を通して延びているコネクタースピン212により提供される。図4に説明するように、管状の作動部材170は、延長したスロット214を規定し、コネクタースピン212がこれを通して外側の管状の外装および内側のウエイブガイドに関して作動部材の往復運動を適応させるために延びている。

## 【0060】

外側の管状の外装上に取り付けられた回転ノブ216は、超音波外科用鉗子装置のハウジング130に関して、延長部150の回転配置を容易にする。コネクタースピン212は好ましくは、ハウジング130に関してユニットとして回転するために、ノブ216を外装160、部材170およびウエイブガイド180と一緒に接合する。現在の態様では、回転ノブのハブ部216'が外側の外装160、作動部材170およびウエイブガイド180を(ノブ216のユニットとして)ハウジング130について回転可能に取り付けるように作動する。

20

## 【0061】

駆動カラー200は、作動部材170の往復により、鉗子アーム190の旋回運動を行う装置の鉗子駆動機構の一部を提供する。この鉗子駆動機構はさらに、装置の操作レバー222と操作できるように連結している駆動ヨーク220を含み、この操作レバーは駆動ヨーク220および駆動カラー200を介して、往復可能な作動部材170とこのように相互連結している。操作レバー222は、ハウジングのハンドグリップ部224と鉗子様の様式で協同するために、装置のハウジング130と旋回するように連結している(旋回取り付け223による)。レバー222のハンドグリップ部224に向かう運動は、作動部材170の近位へ翻訳され、これにより鉗子アーム190がエンドエフェクター180'に向かって旋回する。

30

## 【0062】

駆動ヨーク220と操作レバー222との操作的連結は、好ましくは圧縮コイルバネを含んで成るバネ226により提供される。このバネ226は、駆動ヨーク220により規定されるバネスロット228内にぴったりはまり、これは次に操作レバー222の一对のバネ保持フランジ230間に配置される。駆動ヨーク220は、圧縮コイルバネをはさんで向かい合ったバネフランジ230に関して旋回運動可能であり(ハウジング130の旋回取り付け223の回り)、これは各バネフランジ230により定められるバネスロットの面を圧迫する。この様式では、駆動ヨーク220および駆動カラー200を通して作動する操作レバー222の旋回運動により作動部材170にかけることができる力は、バネ226がバネフランジ230を圧迫する力に限定される。過剰に力をかけると、バネ226と向かい合う操作レバー222のバネフランジ230に関して、駆動ヨーク220の旋回脱着を生じる。現在、好適な態様では、バネ226は、鉗子アーム190での鉗子力を約2ポンド間に制限するように選択されている。ハウジング130の止め部分は、操作レバー222の移動を制限して、バネ226の過剰な圧縮を防いでいる。

40

## 【0063】

本発明の超音波外科用鉗子装置120の延長部150のスライド式回転配置は、鉗子装

50

置の鉗子駆動機構中に組み込まれた戻り止め機構の設備により提供される。具体的には、駆動カラー 200 が一對の軸に間隔をあけて離れた駆動フランジ 232 を含む。戻り止め - 受け面が、駆動フランジ 232 の間に提供され、そして一般的に駆動カラー 200 の周囲に戻り止め - 受けのくぼみを定め、円周に間隔をあけた複数の歯 234 を定める。現在、好適な態様では、12 の歯 234 が提供され、これにより鉗子装置のハウジング 130 に関して 30° の間隔で、鉗子装置の延長部 150 のスライド式配置が提供される。

#### 【0064】

スライド式回転運動はさらに、それぞれが駆動ヨーク 220 の片持ちヨークアーム 238 上に提供された少なくとも 1 つ、好ましくは 1 対の直径をはさんで向かい合った戻り止め 236 の設備により達成される。この配置により、ヨークアーム 238 は、それらが直  
10  
面する面とかみ合い、そして戻り止め 236 を駆動カラー 200 との結合に偏向させるために、駆動フランジ 232 の間に配置されている。スライド式の相対的回転はこのように成され、ヨークアームの戻り止め 236 は、作動部材 170 の往復を行うために、駆動フランジ 238 と協同する。現在、好適な態様では、駆動ヨーク 220 は適当なポリマー性材料から形成され、ヨークアームがその戻り止めに作用することにより生成する偏向力は、駆動カラーにより定められる放射状のくぼみと協同して、約 5 ~ 20 インチ・オンスよりも小さい相対的回転トルクに抵抗する。このように、鉗子凝固装置の延長部 150 は、この予め定めたトルクレベルを越えたトルクがかげられないかぎり（例えば回転ノブ 216 により）、ハウジング 130 に関して任意に選択されるスライド式回転位置を維持する。  
20  
スナップ - 様のスライド作用は、このように提供される。

#### 【0065】

本発明の超音波外科用鉗子装置 120 の延長部 150 の回転は、好ましくは鉗子装置のハウジング 130 に関して超音波駆動ユニット 50 の相対的回転運動と一緒に行われる。延長部 150 を超音波駆動ユニット 50 と超音波伝達関係で結び付けるために、外側の管状外装 160 の近位末端には好ましくは、1 対のレンチフラット 240 が提供される（図 4 を参照にされたい）。このレンチフラットは、適当なトルクレンチ等によりトルクがかげられることを可能とし、これによりウエイブガイド 180 を超音波駆動ユニット 50 と結び付けることを可能にする。超音波駆動ユニットならびに延長部 150 は、鉗子装置のハウジング 130 に関して、回転ノブ 216 の適切な操作によりこのようにユニットとして回転可能である。ハウジング 130 の内部は、駆動ユニット 50 のそのような相対的回  
30  
転を収容するような寸法である。

#### 【0066】

上記のように、本発明の超音波外科用鉗子装置は、好ましくはエンドエフェクター 180 ' に対する鉗子アーム 190 の旋回運動により、ウエイブガイドで生成される曲モーメントに抵抗するために、ウエイブガイド 180 の最も遠位のノードに配置された支持体部材を含む。図 9 ~ 15 で 250 と示され、そして本発明の原理を具現化する支持体部材は、支持体部材により提供される支持およびシーリング機能の組み合わせにより特に好適となる。この支持体部材は、たとえ本発明の外科用具の延長部 150 の外側の管状外装 160 が、好ましくは約 6 mm 未満の外形で提供されても、特にウエイブガイド 180 を比較的大きい断面積で提供することを可能とするように形成された。支持体部材は、望ましく  
40  
は活性なウエイブガイド 180 を音響的に周辺の作動部材 170 から隔離するが、ウエイブガイド中に生成する曲モーメントに抵抗する支持を提供し、ならびにウエイブガイドと相対的に往復可能な作動部材との間のシーリングを行うように作用する。

#### 【0067】

図 9 および 10 に説明するように、環状の支持体部材 250 は、往復可能な支持体部材 170 の内部と結合するために配置された、一般的に円筒状の外側支持体面を有する環状支持体部 252 を含む。支持体部材 250 は好ましくは、シリコンゴムのようなエラストマー材料から形成され、こうして望ましい柔軟性を支持体部材のシーリング機能に提供する。しかし、鉗子アーム 190 が組織をエンドエフェクター 180 ' に対して押す時、ウエイブガイド、特にその最も遠位ノードで生成した曲モーメントに抵抗することを援助  
50

するために、その圧縮が最小となるように、支持体部 252 を十分薄く形成することを意図している。支持体部の厚さは、その最も薄い領域で 0.003 ~ 0.005 インチ (75 ~ 130 ミクロン) のオーダーであり、そして 60 ショア A 型のオーダーのジュロメーターを表す材料から形成される。そのような比較的薄い領域を含むように形成された時でも、支持体部材は、ウェイブガイドに関して望ましい音響的隔離を提供する。

【0068】

説明するように、支持体部材 250 はさらに一体の環状シーリング部 254 を含む。図 10 および 11 に説明する支持体部材 250 の態様では、シーリング部 254 は、支持体 252 から遠位に、軸に沿って間隔があいている。示すように、シーリング部 254 は好ましくは、1 対の収束面を含み (各々が好ましくは、略切頭円錐形)、これは互いに収束し、そして出会い、254 のシーリング領域の薄く、かつ柔軟な周囲シーリング部を規定する。非圧縮状態では、このシーリング領域は支持体部 252 の支持体面に外側放射状に間隔があいている。シーリング部材のこの好適な形状は、ウェイブガイド 180 に関する管状作動部材 170 の往復を適用させる一方、ウェイブガイドと作動部材との間の領域を、手術中に遭遇する流体および他の物質から望ましくシールする。環状のへこみ 255 が、支持体部 252 とシーリング部 254 の中間に提供されて (この態様では、シーリング部は支持体部の軸に沿って間隔があげられている)、作動部材 170 の相対的往復に伴う支持体部に向かうシーリング部のたわみを適応させる。

10

【0069】

示すように、支持体部 252 が一般的にノードに関して中心になるように、シーリング部材 250 は好ましくは、説明で「N」と示す最も遠位のノードに関して配置されている。見るとわかるように、図 11 の態様はウェイブガイド 180 にラグ部に隣接するウェイブガイドの部分よりは大きな外径を有するラグ部 181 が提供されている点で、図 10 とは異なる。支持体部材 250 のこの態様では、支持体部 252 は好ましくはノード「N」で中心に置かれ、そしてウェイブガイドのラグ部の上に配置され、そして側面に接する。このラグ部は、作動部材 170 の相対的往復に伴いウェイブガイドの位置に支持体部材を維持する。

20

【0070】

ここで図 12 および 13 の態様を参照にして、そこで説明される支持体部材 250 の態様は、一般的にそれぞれ図 10 および 11 で説明する対応に類似する。しかし、図 12 および 13 の態様は、各々で説明されている支持体部材 250 のシーリング部 254 が、対応する支持体部 252 の軸に沿って隣接して間隔があいている。ここでも、ウェイブガイド 180 がラグ部 181 を含む図 13 に説明する態様において、支持体部 252 は好ましくは、ラグ部の上に配置され、そして側面に接する。

30

【0071】

ここで図 14 および 15 を参照にして、さらに別の 350 で示す本支持体部材の態様を説明する。これらの各態様は、一般的には円筒状の外側の支持体面を有する 352 で示す支持体部も含む。これらの態様はさらに、収束し、そして出会って外側の支持体面に外側放射状に間隔をあけた周囲シーリング領域を定める 1 対の収束面を有する、354 で示すシーリング部を含む。これまでの態様と明らかに異なるのは、これらの態様には支持体部 352 の中央に配置されたシーリング部 354 を含む。ウェイブガイド 180 がラグ部 181 を含む図 15 の態様では、シーリング部 354 は実質的にウェイブガイドのラグ部と並んで配置されている。

40

【0072】

本発明の原理を具現化する支持体部材は、望ましくはウェイブガイド 180 を通って伝わる超音波の振動を、周辺の外装、特に管状の作動部材 170 から隔離する。ウェイブガイドの最も遠位のノードでの本支持体部材の配置により、望ましくは鉗子装置の鉗子機構が作動する時にウェイブガイド中に生成する曲モーメントに抵抗する。また、ウェイブガイドの最も遠位のノードでの配置により、ウェイブガイドと作動部材との間の領域もシーリングする。現在、シリコンゴムから本支持体部材を形成することが好ましいが、代わ

50

りに他の材料を使用してもよい。

【 0 0 7 3 】

したがって本発明の超音波外科用鉗子装置は、高度に効率的かつ汎用的な使用のために形成され、構造が十分に単純であり、しかも形状が単一患者の使用を可能とするため経済的である。装置の部品は外科用に应用するために適する材料から作ることができる。駆動カラー 2 0 0 および駆動ヨーク 2 2 0 の協同により提供される戻り止め機構により、装置の延長部 1 5 0 ならびに付随の超音波駆動ユニット 5 0 の選択的な環状配置が、装置のハウジング 1 3 0 に関して容易に行われる。旋回操作レバー 2 2 2 および協同するハンドグリップ部 2 2 4 により提供される鋏 - 様の作用は、便利かつ効率的な装置の操作および配置、ならびに装置の遠位末端での鉗子機構の操作（これにより組織はエンドエフェクター 1 8 0 ' に対して効率的に向けられる）を容易にする。この戻り止め機構は、ハウジング 1 3 0 に関する超音波駆動ユニットおよび付随するケーブルアセンブリの回転を阻止し、回転に対する抵抗は、十分なトルクを回転ノブ 2 1 6 を介して適用することにより直ちに、そして都合よく解除される。鉗子装置の最も遠位のノブで、好適な支持体およびシーリング部材の組み合わせの設備で、選択的に小さい断面をもつ用具の効率的操作および配置がさらに容易になる。

10

【 0 0 7 4 】

これまでの記載から、本発明の新しい概念の真の精神および範囲から逸脱することなく、多くの修飾および変更を行うことができることは明らかである。本明細書に説明した特別な態様に限定することは意図せず、または意味すべきでないとする。本開示は、前記の請求の範囲により網羅され、すべてのそのような修飾はこの請求の範囲内にある。

20

【 0 0 7 5 】

本発明の主な特徴および態様は、次の通りである。

1 . 超音波外科用鉗子装置であって、

ハウジング；

該ハウジングに結合した近位末端、および遠位末端を有する外側の管状外装；

該外側の管状外装内で往復可能に配置された内側の作動部材；

該内側の管状作動部材内に配置され、そして該外側の管状外装の該遠位末端の遠位へ延びるエンドエフェクターを有する超音波ウエイブガイドであって、該作動部材は該ウエイブガイドに関して往復可能である超音波ウエイブガイド；

30

組織を該エンドエフェクターとの間で挟むために、該エンドエフェクターに関して旋回運動できるように、該外側の管状外装の該遠位末端上に旋回するように取り付けられた鉗子アームであって、該作動部材の往復動可能な運動が、該エンドエフェクターに関して該鉗子アームを旋回運動させるように、該作動手段に操作可能に連結されている鉗子アーム；を有する超音波外科用鉗子装置において、

上記内側の作動部材は管状であり、該超音波ウエイブガイドが該内側管状作動部材内に配置されており、

鉗子アームで組織をエンドエフェクターに対して挟んでいる間に生成する曲モーメントに抵抗し、そして該ウエイブガイドと該相対的に往復可能な作動部材との間の領域をシールする、該ウエイブガイドの最も遠位ノードで、該ウエイブガイドに取り付けられた環状の支持体部材、を有しており、

40

上記支持体部材は、一般的に円筒状の外側支持体面を有する支持体部、および収束して周囲のシーリング領域（非圧縮状態では、該外側の支持体面の外側放射状に間隔があいている）を定める一対の収束面を有するシーリング部を有することを特徴とする超音波外科用鉗子装置。

2 . 上記の支持体部材のシーリング部が、上記の支持体部から軸に沿って間隔があいている、上記 1 に記載の超音波外科用鉗子装置。

3 . 上記の支持体部材のシーリング部が、上記の支持体部の中間に配置されている、上記 1 に記載の超音波外科用鉗子装置。

4 . 上記のウエイブガイドが、最も遠位ノードで、ラグ部に隣接する該ウエイブガイドの

50

部分よりも大きい直径を有する外側円筒面を有するラグ部を含み、上記の支持体部材の支持体部が該ウエイブガイドの該ラグ部上に配置され、そして側面に接して、上記の作動部材の相対的往復動に伴い、該支持体部材を該ウエイブガイド上に維持する、上記 1 に記載の超音波外科用鉗子装置。

5 . 上記支持体部材の上記シーリング部が、該支持体部の中間に配置され、そして上記ウエイブガイドの上記ラグ部と実質的に並んでいる、上記 4 に記載の超音波外科用鉗子装置。

6 . 上記支持体部の最も薄い領域が、約 75 ~ 130 ミクロン ( 0 . 003 ~ 0 . 005 インチ ) の厚さを有する、上記 1 に記載の超音波外科用鉗子装置。

7 . ウエイブガイドを作動部材から音響的に隔離する環状の支持体部材を具備し、該支持体部材は鉗子アームで組織をエンドエフェクターに対して挟んでいる間に生成する曲モーメントに抵抗するようにエラストマー材料を含み、該ウエイブガイドと作動部材との間に支持体部を含み、該支持体部材がさらに該ウエイブガイドと該相対的に往復動可能な作動部材との間をシールするために、該支持体部から軸に沿って間隔があいているシーリング部を含む、上記 1 に記載の超音波外科用鉗子装置。

8 . 上記支持体部材は、一般的に円筒状の外側支持体面を有する支持体部と、収束して周囲のシーリング領域 ( 非圧縮状態では、該外側支持体面の外側放射状に間隔があいている ) を定める一対の収束面を有するシーリング部とを有する、上記 7 に記載の超音波外科用鉗子装置。

9 . 上記支持体部材の上記シーリング部が、上記支持体部の遠位に間隔があいている、上記 7 に記載の超音波外科用鉗子装置。

10 . 上記支持体部材の上記シーリング部が、上記支持体部の近位に間隔があいている、上記 7 に記載の超音波外科用鉗子装置。

11 . 上記ウエイブガイドが、上記最も遠位ノードで、ラグ部に隣接する該ウエイブガイドの部分よりも大きい直径を有する外側円筒面を有するラグ部を含み、上記支持体部材の上記支持体部が該ウエイブガイドの該ラグ部上に配置され、そして側面に接して、上記作動部材の相対的往復に伴い、該支持体部材を該ウエイブガイド上に維持する、上記 7 に記載の超音波外科用鉗子装置。

12 . 上記の外側の管状外装が、約 6 mm 未満の外径を有する、上記 7 に記載の超音波外科用鉗子装置。

13 . 上記作動部材の相対的往復に伴う上記シーリング部の配置に適応するために、上記支持体部材が、上記支持体部および上記シーリング部の中間に配置された環状のくぼみを規定する上記 6 に記載の超音波外科用鉗子装置。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図 1】本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置を含む超音波外科用システムの透視図である。

【図 2】図 1 に説明した超音波外科用鉗子装置の、一部拡大した鉗子機構の透視図である。

【図 3】本発明の原理を具現化する超音波外科用鉗子装置の一部を除いた側面図であり、図 1 に示す外科用システムの超音波駆動ユニットと操作的に関連して示す。

【図 4】本発明の原理を具現化する、超音波外科用鉗子装置の分解図である。

【図 5】鉗子駆動機構および付随の戻り止め機構を説明する、本発明の超音波外科用鉗子装置を一部拡大した図である。

【図 6】本発明の超音波外科用鉗子装置の鉗子駆動機構および戻り止め機構をさらに説明する図解である。

【図 7】本発明の戻り止め機構の図解である。

【図 8】本発明の超音波外科用鉗子装置の鉗子機構駆動カラーの透視図である。

【図 9】本発明の原理を具現化する支持体部材を上記に配置して有する、本装置のウエイブガイドを説明する一部拡大した図であり、付随する装置の往復可能な作動部材を用いて説

10

20

30

40

50

明する。

【図10】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

【図11】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

【図12】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

【図13】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

【図14】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

10

【図15】図9で説明するウエイブガイドの部分的断面図であり、本発明の支持部材の一態様を、ウエイブガイド上の位置で説明する。

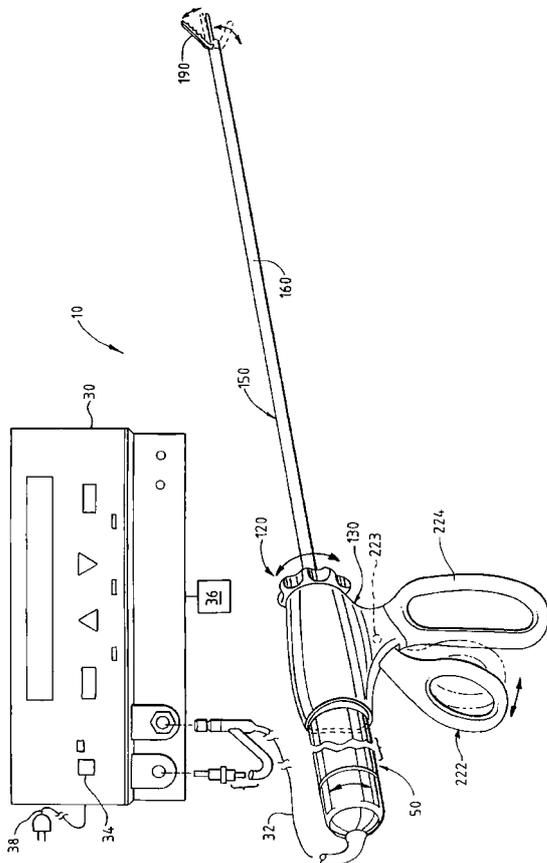
【符号の説明】

【0077】

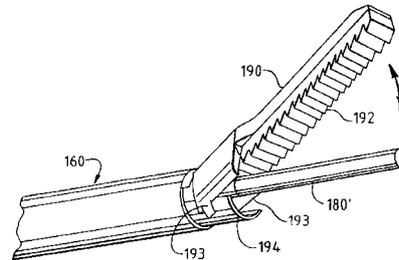
- 10 外科手術システム
- 30 超音波発生機
- 36 トリガー機構
- 50 超音波駆動ユニット
- 120 超音波外科用鉗子装置

20

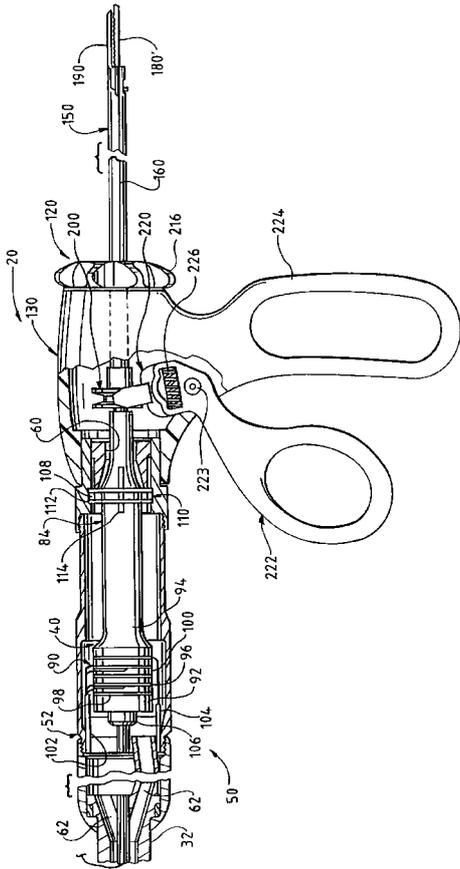
【図1】



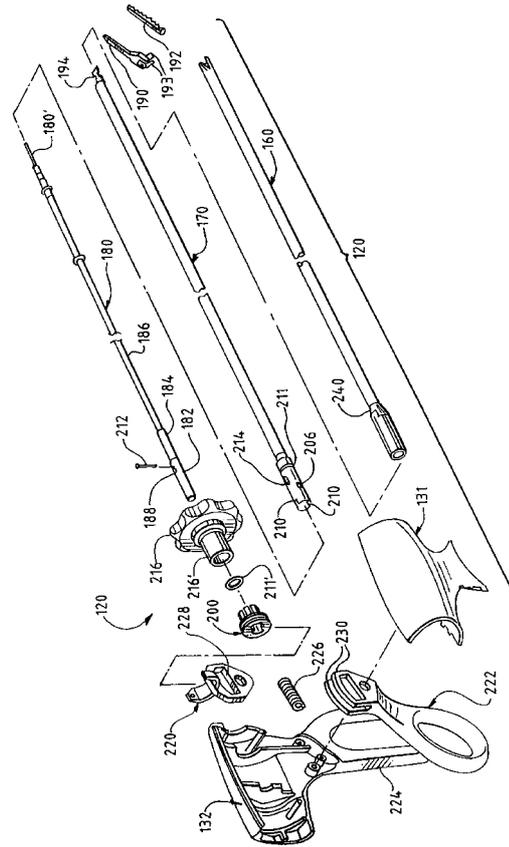
【図2】



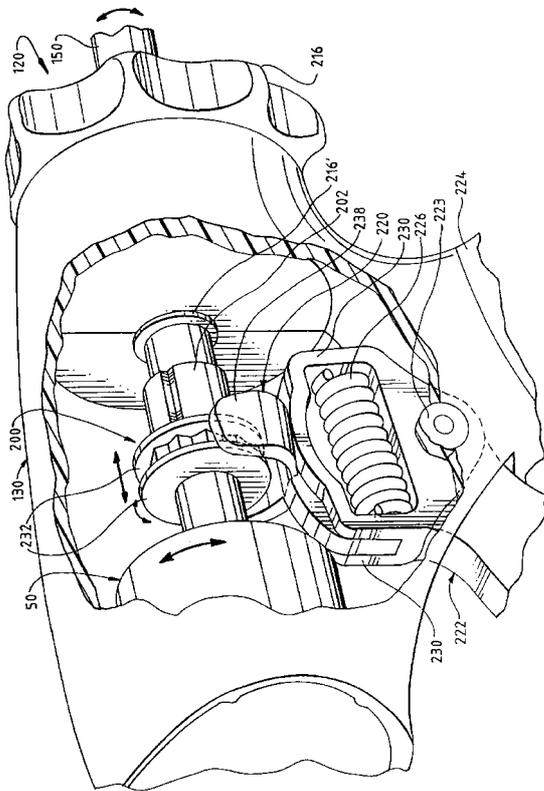
【 図 3 】



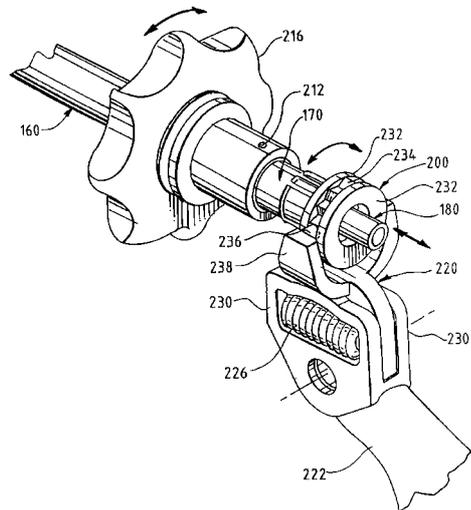
【 図 4 】



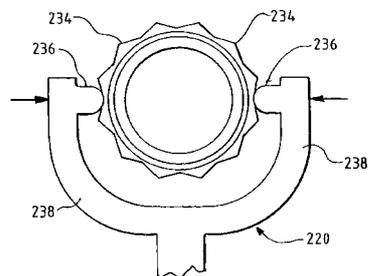
【 図 5 】



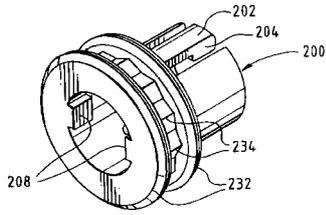
【 図 6 】



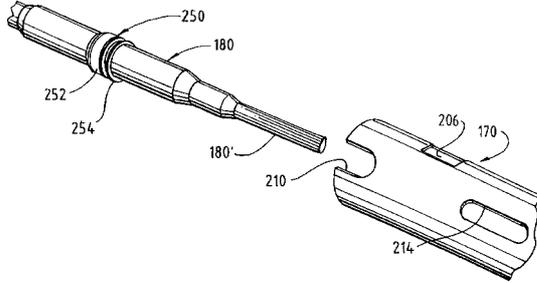
【 図 7 】



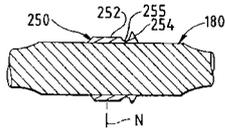
【図 8】



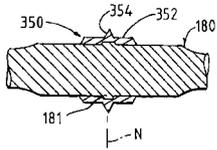
【図 9】



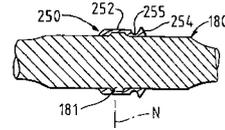
【図 10】



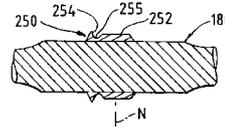
【図 15】



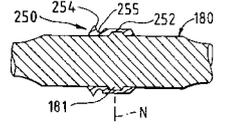
【図 11】



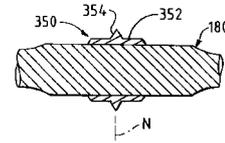
【図 12】



【図 13】



【図 14】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09 - 098980 (JP, A)  
特表平08 - 505801 (JP, A)  
実開平02 - 141425 (JP, U)  
特開平02 - 041147 (JP, A)  
独国特許出願公開第04444403 (DE, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00 - 18/14  
A61B 17/28

专利名称(译)	超音波外科用钳子装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4832468B2</a>	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2008139318	申请日	2008-05-28
[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 - 每次浪涌埃利股份有限公司的Rete		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - 每次浪涌埃利股份有限公司的Rete		
[标]发明人	マークツオントン スチーブン・デイマテオ		
发明人	マーク・ツオントン スチーブン・デイマテオ		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/28 A61B17/32 A61B19/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/29 A61B90/03 A61B2017/2929 A61B2017/320088 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2090/031		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/28 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/GG06 4C160/JJ13 4C160/JJ23 4C160/JJ43 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	08/949161 1997-10-10 US		
其他公开文献	JP2008284374A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过镊子机构与相关的超声波末端执行器的协作来实现组织的切割，凝固和夹紧。解决方案：钳子装置120的超声波导180优选地在其最远端节点处设置有改进的支撑构件，并且支撑构件理想地用于抵抗在夹紧机构的操作之后在波导180中产生的弯矩，同时密封与波导相邻的区域。Z

【图 1】

