

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5795337号
(P5795337)

(45) 発行日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(24) 登録日 平成27年8月21日(2015.8.21)

(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 16 (全 58 頁)

(21) 出願番号	特願2012-552952 (P2012-552952)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成23年2月9日(2011.2.9)		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2013-519438 (P2013-519438A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成25年5月30日(2013.5.30)		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/US2011/024197		
(87) 国際公開番号	W02011/100328	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成23年8月18日(2011.8.18)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成26年2月6日(2014.2.6)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	12/703,875		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成22年2月11日(2010.2.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波外科用器具のための、回転可能な切断実施構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波外科用器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、上部に少なくとも1つの切断縁部が形成された遠位先端部を有する中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、組織切断遠位端を有するブレードであって、前記ブレードは前記外部シース内に回転可能に支持され、これによって前記組織切断遠位端が、少なくとも前記中空の外部シースの前記遠位先端部の前記少なくとも1つの切断縁部と回転可能に接触するように付勢される、ブレードとを含み、

前記ブレードの近位部分は、前記ハウジング内に支持される内部シース内に回転可能に支持される、超音波外科用器具。

【請求項 2】

前記ブレードの前記近位部分は、前記内部シース内に支持されるブッシング内に回転可

10

20

能に支持される、請求項 1 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 3】

前記ブッシングは、前記外部シースによって画定される中央軸に同軸状に位置合わせされ、前記ブレードは前記中央軸と同軸状に位置合わせされない、前記ブッシングの孔を通じて延びる、請求項 2 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 4】

遠位部分は、前記内部シースから外に遠位方向に突出し、前記ブレードの前記遠位部分は、前記ブレードの前記近位部分と同軸状に位置合わせされない、請求項 1 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 5】

超音波外科用器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、上部に少なくとも 1 つの切断縁部が形成された遠位先端部を有する中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、組織切断遠位端を有するブレードであって、前記ブレードは前記外部シース内に回転可能に支持され、これによって前記組織切断遠位端が、少なくとも前記中空の外部シースの前記遠位先端部の前記少なくとも 1 つの切断縁部と回転可能に接触するように付勢される、ブレードとを含み、

前記ブレードは、前記中空の外部シースのルーメンを通じて回転可能に延び、前記ブレードの前記遠位組織切断端は、前記ルーメンの内径よりも大きな外径を有する、超音波外科用器具。

【請求項 6】

超音波外科用器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、上部に少なくとも 1 つの切断縁部が形成された遠位先端部を有する中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、組織切断遠位端を有するブレードであって、前記ブレードは前記外部シース内に回転可能に支持され、これによって前記組織切断遠位端が、少なくとも前記中空の外部シースの前記遠位先端部の前記少なくとも 1 つの切断縁部と回転可能に接触するように付勢される、ブレードとを含み、

前記ブレードの前記遠位組織切断端は、前記中空の外部シースの前記遠位先端部に形成された先端空洞内に回転可能に受容される、湾曲したブレード先端部を有し、

前記湾曲したブレード先端部と前記中空のシースの前記遠位先端部との間に所定量の隙間を更に含む、超音波外科用器具。

【請求項 7】

前記外部シース内に吸引ポートを更に含み、前記吸引ポートに連結された吸引源から、前記外部シースに吸引を適用する、請求項 1 ~ 6 の何れか 1 つに記載の超音波外科用器具。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記外部シースは、内部に先端空洞を画定する遠位先端部を有し、
前記ブレードの前記組織切断遠位端部は、前記先端空洞内に回転可能に支持され、
前記先端空洞内に摩擦低減材料が設けられている、請求項 1 ～ 7 の何れか 1 つに記載の
超音波外科用器具。

【請求項 9】

前記摩擦低減材料は、前記先端空洞の内壁部に適用される、請求項 8 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 10】

前記摩擦低減材料は、前記先端空洞内に取り付けられた摩擦低減パッドを含む、請求項 8 に記載の超音波外科用器具。 10

【請求項 11】

前記摩擦低減パッドは、前記ブレード部材の前記組織切断遠位端の一部の幾何形状に適合する表面を有する、表面を有する、請求項 10 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 12】

前記摩擦低減パッドは、ポリイミド材料、テフロン材料、炭素充填ポリイミド材料及びテフロンセラミック材料からなる材料の群から選択される材料から作製される、請求項 10 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 13】

前記ブレードの前記組織切断遠位端の少なくとも一部に、他の摩擦低減材料を更に含む、請求項 8 に記載の超音波外科用器具。 20

【請求項 14】

前記外部シースは、内部に先端空洞を画定する遠位先端部を有し、
前記ブレードの前記組織切断遠位端部は、前記先端空洞内に回転可能に支持され、
前記ブレードの前記組織切断遠位端の少なくとも一部には低摩擦材料が設けられている、
請求項 1 ～ 7 の何れか 1 つに記載の超音波外科用器具。

【請求項 15】

前記低摩擦材料は、窒化チタン、ダイヤモンドコーティング材料、窒化クロム、グラファイト i c からなる硬質低摩擦材料の群から選択される、請求項 14 に記載の超音波外科用器具。 30

【請求項 16】

前記ブレードの前記組織切断遠位端は、中央部分によって分離される弓状切断面の対を含み、各前記弓状切断面は、そこに形成された少なくとも 1 つの切断縁部を有し、前記低摩擦材料は、各前記弓状切断面の少なくとも一部に適用される、請求項 14 に記載の超音波外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、一般に超音波手術システムに関し、より具体的には、外科医が組織の切断及び凝固を実行することを可能にする超音波システムに関する。 40

【背景技術】

【0002】

長年にわたり、外科手術を行うための、様々な異なる種類の超音波駆動ではないカッター及び剃毛装置が開発されてきた。これらの装置のいくつかは回転切断器具を利用し、他の装置は往復式切断部材を利用する。例えば、シェーバーは、関節鏡視下手術において幅広く使用される。これらの装置は一般的には、電源、ハンドピース及び単回使用のエンドエフェクタからなる。エンドエフェクタは一般的に、内部及び外部管を有する。内部管は、外部管に対して回転し、その鋭利な縁部で組織を切断する。内部管は、連続的に回転又は振動し得る。加えて、このような装置は、内部管の内部を通じて移動する吸引チャネルを利用し得る。例えば、米国特許番号第 4,970,354 号 (McGurk - Burl 50

eson, et al) は、剪断動作で材料を切断するための回転カッターを含む、超音波駆動ではない外科用切断器具を開示する。これは、外部管内で回転可能な内部切断部材を利用する。

【0003】

米国特許番号第3,776,238号(Peyman et al) は、外部管の端部の内面に対して移動する内部管の鋭利な端部によって生じる裁断作用によって組織が切断される、眼科用器具を開示する。米国特許番号第5,226,910号(Kajiyama et al) は、外部部材の開口部を通じて入る組織を切断するために、外部部材に対して移動する内部部材を有する、別の外科用切断器具を開示する。

【0004】

米国特許番号第4,922,902号(Wuchinich et al) は、超音波アスピレータを利用した、組織の内視鏡除去のための方法及び装置を開示する。装置は、柔軟な組織を分解し、細い開口部を通じてこれを吸引する、超音波プローブを使用する。米国特許番号第4,634,420号(Spinosa et al) は、動物から組織を除去するための装置及び方法を開示し、横方向において超音波周波数で振動する、針又はプローブを有する細長い器具を含む。針の超音波移動は、組織を断片へと分解する。組織の断片は、針の導管を通じた吸引によって、治療領域から除去され得る。米国特許番号第3,805,787号(Bankへ付与) は、プローブの先端部から放射される超音波エネルギーのビームを細くするために遮蔽されたプローブを有する、更に別の超音波器具を開示する。一実施形態において、遮蔽部材は、プローブの自由端を超えて延び、プローブが組織と接触するのを防ぐ。米国特許番号第5,213,569号(Davisへ付与) は、超音波エネルギーを集束させる、水晶体超音波乳化吸引術針を開示する。集束表面は、面取りされているか、湾曲しているか又は小平面であってもよい。米国特許番号第6,984,220号(Wuchinichへ付与) 及び米国特許出願公開番号第2005/0177184号(Easleyへ付与) は、長手方向ねじれ共振器の使用により、長手方向及びねじれ運動の組み合わせを提供する、超音波組織切開システムを開示する。米国特許出願公開番号第2006/0030797(A1)号(Zhou et al) は、超音波変換器及びホーンを駆動するための駆動モータを有する眼科用外科装置を開示する。変換器に超音波エネルギー信号を供給するために、駆動モータと変換器との間にアダプターが提供される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波駆動の外科用器具の使用は、従来の機械的に駆動される鋸、ドリル及び他の器具に対していくつかの利点を提供するが、骨/組織境界面における摩擦熱による、骨及び隣接する組織での温度上昇は、依然として大きな問題であり得る。現在の関節鏡視下手術ツールには、パンチ、往復式シェーバー、及び無線周波(RF)装置が挙げられる。パンチ及びシェーバーなどの機械装置は、最小限の組織損傷を生じるが、場合によっては望ましくない、粗い切断線を残す場合がある。RF装置は、より平滑な切断線を生じ、また大量の軟組織を焼灼し得るが、これらは、機械的手段よりも大きな組織損傷を生じる傾向にある。したがって、より高い切断正確性を提供する一方で、過剰な組織損傷を生じることなく平滑な切断表面を形成することができる装置が望ましい。

【0006】

関節鏡視下手術は、関節空間内での手術の実施を含む。手術を実施するため、関節は一般的に拡張及び可視化のために、加圧した生理食塩水を充填される。このような外科手術において使用され得る超音波器具は、漏れを生じることなく、流体圧に耐えなくてはならない。しかしながら、従来の超音波器具は一般的に、使用中にかなりの力を経験する。超音波装置の現在の封止は一般的に、漏れを生じることなく、この環境に耐えるためには十分に堅牢ではない。

【0007】

現在の器具の欠点のいくつかを克服する超音波手術器具を提供することが望ましいであろう。本明細書において記載される超音波外科用器具はこれらの非効率の多くを克服する。

【 0 0 0 8 】

関節鏡視下手術の水性環境において切断及び凝固するために使用される超音波外科用器具のために、より堅牢な封止配列を提供することがまた望ましい。

【 0 0 0 9 】

上述の議論は、本発明の様々な実施形態の分野にその当時に存在した欠点の一部を説明することのみを意図したものであり、特許請求の範囲を否定するものとしてみなされるべきではない。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

一般的な態様と関連し、内部に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリを有する、ハウジングを含み得る、超音波外科用器具が提供される。モータがハウジング内に支持され得る。モータは、モータ駆動信号源と通信し、超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために超音波変換器アセンブリに連結される。ホーンは、超音波変換器アセンブリに連結され得る。中空の外部シースは、ハウジングに連結され、上部に少なくとも1つの切断縁部が形成された、遠位先端部を有する。ブレードは、ホーンに連結され、組織切断遠位端を有し得る。ブレードは、外部シース内に回転可能に支持されてもよく、これによって組織切断遠位端は、中空の外部シースの遠位先端部の少なくとも1つの切断縁部と切断係合するように付勢される。

【 0 0 1 1 】

別の一般的な態様と関連し、超音波電気信号源と通信する、内部に回転可能に支持される超音波変換器アセンブリを有する、ハウジングを含み得る、超音波外科用器具が提供される。モータはハウジング内に支持され、モータ駆動信号源と通信し得る。モータは、超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために、超音波変換器アセンブリに連結されてもよい。ホーンは、超音波変換器アセンブリに連結され得る。中空の外部シースは、ハウジングに連結され、内部に先端空洞を画定する遠位先端部を有してもよい。ブレードは、ホーンに連結され、組織切断遠位端を有し得る。ブレードは、外部シース内に回転可能に支持され、先端空洞内に回転可能に支持される組織切断遠位端を有し得る。摩擦低減材料は、先端空洞内に支持され得る。

【 0 0 1 2 】

別の一般的な態様と関連し、超音波電気信号源と通信する、内部に回転可能に支持される超音波変換器アセンブリを有する、ハウジングを含み得る、超音波外科用器具が提供される。モータは、ハウジング内に支持され、モータ駆動信号源と通信してもよい。モータは、超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために、超音波変換器アセンブリに連結されてもよい。ホーンは、超音波変換器アセンブリに連結され得る。中空の外部シースは、ハウジングに連結され、先端空洞を画定する遠位先端部を有してもよい。ブレードはホーンに連結されて、外部シース内に回転可能に支持される。ブレードは、先端空洞内に回転可能に支持される組織切断遠位端を有し得る。低摩擦材料は、ブレードの組織切断縁部の少なくとも一部に提供され得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

様々な非限定的な実施形態の特徴が、特許請求の範囲で詳細に示される。ただし構成及び操作方法の両方に関する様々な非限定的な実施形態は、それらの他の目的及び利点と共に、以下の説明を以下の添付図面と併せて参照すれば最もよく理解することができる。

【図 1】外科用制御システムの非限定的な実施形態の概略図。

【図 1 A】制御システムエンクロージャの非限定的な実施形態の斜視図。

【図 1 B】制御システムエンクロージャ構成の別の非限定的な実施形態の斜視図。

【図 2】図ハンドピースの非限定的な実施形態の断面図。

10

20

30

40

50

【図 3】様々な非限定的な実施形態と共に利用され得る、超音波外科用ハンドピースの部分断面図。

【図 4】非限定的なノーズピース実施形態の一部の断面図。

【図 5】非限定的なノーズピース実施形態の部分分解組立図。

【図 6】外科用器具ハンドピースの非限定的な実施形態の部分断面図。

【図 7】図 6 の非限定的な外科用器具ハンドピース実施形態の斜視図。

【図 8】別の非限定的な外科用器具ハンドピース実施形態の部分断面図。

【図 9】別の非限定的な外科用器具ハンドピース実施形態の部分断面図。

【図 10】図 9 に示される外科用器具ハンドピース実施形態の斜視図。

【図 11】モータを変換器アセンブリに連結するための非限定的な連結アセンブリ実施形態の部分分解組立図。 10

【図 12】非限定的な連結アセンブリ実施形態の薄いプレート部材及び駆動シャフト構成の側面図。

【図 13】図 12 の非限定的な薄いプレート部材実施形態の端面図。

【図 14】別の非限定的な連結アセンブリ実施形態の薄いプレート部材及び駆動シャフト構成の非限定的な側面図。

【図 15】図 14 の非限定的な薄いプレート部材実施形態の端面図。

【図 16】別の非限定的な外科用器具ハンドピース実施形態の部分断面図。

【図 17】非限定的な外部シース及びブレード実施形態の部分斜視図。

【図 18】図 17 に示される非限定的なブレード実施形態の部分斜視図。 20

【図 19】図 17 及び図 18 のブレードの部分底面斜視図。

【図 20】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 21】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 22】別の非限定的な外部シース及びブレード構成の遠位端の部分斜視図。

【図 23】別の非限定的な外部シース及びブレード構成の遠位端の部分斜視図。

【図 23 A】図 23 に示される非限定的な外部シース実施形態の一部の側面図。

【図 24】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 25】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 26】別の非限定的な外部シース実施形態の遠位端内の、図 25 の非限定的なブレード実施形態の部分斜視図。 30

【図 27】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 28】別の非限定的な外部シース実施形態の遠位端内の、図 27 の非限定的なブレード実施形態の部分斜視図。

【図 29】図 28 の非限定的なブレード及び外部シース実施形態の部分断面図。

【図 30】別の非限定的なブレード実施形態の一部の側面図。

【図 31】別の非限定的な外部シース実施形態の遠位端内の、図 30 の非限定的なブレード実施形態の部分斜視図。

【図 32 A】図 31 の外部シース実施形態内の、図 30 及び図 31 の非限定的なブレード実施形態の第 1 回転可能位置を例示する。

【図 32 B】図 31 の外部シース実施形態内の、図 30 及び図 31 の非限定的なブレード実施形態の第 2 回転可能位置を例示する。 40

【図 32 C】図 31 の外部シース実施形態内の、図 30 及び図 31 のブレード実施形態の第 3 回転可能位置を例示する。

【図 32 D】図 31 の外部シース実施形態内の、図 30 及び図 31 のブレード実施形態の第 4 回転可能位置を例示する。

【図 33】別の非限定的なブレード実施形態の一部の斜視図。

【図 34】別の非限定的な外部シース実施形態の、図 33 ブレード実施形態の部分斜視図。

【図 34 A】別の非限定的なブレード及び外部シース実施形態の部分斜視図。

【図 35】別の非限定的なブレード実施形態の一部の斜視図。 50

【図 3 6】別の非限定的な超音波外科用器具実施形態の部分断面図。

【図 3 6 A】本発明の別の非限定的な外科用器具実施形態のノーズピース部分の部分断面図。

【図 3 7】図 3 6 の非限定的な外部シース及びブレード実施形態の遠位端の部分斜視図。

【図 3 8】組織を切断する、図 3 7 に示される外部シース及びブレード実施形態の遠位部分の断面図。

【図 3 9】椎間板切除の実施と関連する、図 3 6 の外科用器具実施形態の使用を例示する。

【図 4 0】椎間板切除の実施と関連する、図 3 6 の外科用器具実施形態の使用を更に示す。

【図 4 1】上部に取り付けられた、選択的な格納式安全シースを有する、図 3 6 の外科用器具実施形態の側方立面図。

【図 4 2】閉鎖位置から後退し始める、図 4 1 に例示される格納式安全シース実施形態の部分斜視図。

【図 4 3】安全シースが開放位置まで後退している、図 4 1 及び図 4 2 に例示される、格納式安全シース実施形態の別の部分斜視図。

【図 4 4】安全シースが開放位置まで後退している、図 4 1 ~ 図 4 3 に例示される、格納式安全シース実施形態の別の部分斜視図。

【図 4 5】安全シースが開放位置において断面図で示されている、図 4 1 ~ 4 4 に例示される、外部シース及び安全シースの一部の側方立面図。

【図 4 6】別の非限定的なブレード実施形態の一部の斜視図。

【図 4 7】別の非限定的な実施形態の別の中空の外部シース及びブレード構成の一部の側面図。

【図 4 8】別の非限定的なブレード実施形態の断面図。

【図 4 9】別の非限定的なブレード実施形態の断面図。

【図 5 0】別の非限定的なブレード実施形態の断面図。

【図 5 1】別の非限定的なブレード実施形態の断面図。

【図 5 2】別の非限定的な外部シース及びブレード実施形態の部分断面図。

【図 5 3】本体組織と相互作用する図 5 2 の外部シース及びブレード実施形態の別の部分断面図。

【図 5 4】本体組織と相互作用する、図 5 2 及び図 5 3 に示される、外部シース及びブレード構成の端部断面図。

【図 5 5】別の非限定的な外部シース実施形態の部分斜視図。

【図 5 6】別の非限定的な外部シース実施形態の部分斜視図。

【図 5 7】別の非限定的なブレード実施形態を指示する、図 5 6 の外部シース実施形態の部分断面図。

【図 5 8】別の非限定的な外部シース実施形態の部分斜視図。

【図 5 9】別の非限定的な外部シース及びブレード実施形態の断面図。

【図 6 0】非限定的な外部シース実施形態上に形成される切断縁部の間の角度を例示する。

【図 6 1】別の非限定的な外部シース実施形態の斜視図。

【図 6 2】図 6 1 の外部シース及びブレード実施形態の断面図。

【図 6 3】別の非限定的な外部シース実施形態の斜視図。

【図 6 4】図 6 3 の外部シース及びブレード実施形態の断面図。

【図 6 5】別の非限定的な外部シース実施形態の斜視図。

【図 6 6】図 6 5 の外部シース及びブレード実施形態の断面図。

【図 6 7】別の非限定的な外部シース及びブレード構成の部分断面端面図。

【図 6 8】図 6 7 の外部シース及びブレード構成の部分側方断面図。

【図 6 9】図 6 7 及び図 6 8 の外部シース及びブレード構成の遠位端部の部分側面図。

【図 7 0】図 6 7 ~ 6 9 の外部シース及びブレード構成に取り付けられる、非限定的なハ

10

20

30

40

50

ンドピースハウジング実施形態の側面図。

【図 7 1】図 7 0 の外科用器具実施形態を使用する方法。

【図 7 2】図 7 0 の外科用器具実施形態を使用する別の方法。

【図 7 3】図 7 0 の外科用器具実施形態の別の方法。

【図 7 4】別の非限定的な外科用器具実施形態の部分側方断面図。

【図 7 5】図 7 4 に示される外科用器具実施形態と共に利用される、外部シース及びブレード構成の一部の斜視図。

【図 7 6】図 7 5 の外部シース及びブレード実施形態の端面図。

【図 7 7】図 7 5 及び図 7 6 のシース及びブレード構成の断面端面図。

【図 7 8】別の非限定的な超音波外科用器具実施形態の側面図。

10

【図 7 9】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 0】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 1】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 2】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 3】適所でひだを付ける前の、中空のシースと超音波用具の導波管部分との間の別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

20

【図 8 4】適所でひだを付けた後の、図 8 3 の封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 5】超音波用具実施形態の、二部中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 6】超音波用具実施形態の別の二部中空のシースと導波管部分との間の別の非限定的な封止部実施形態の部分断面分解組立図。

【図 8 7】図 8 6 の二部中空のシース実施形態の一部の部分斜視図。

【図 8 8】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 8 9】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

30

【図 9 0】超音波用具実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の、別の非限定的な封止部実施形態の部分断面図。

【図 9 1 A】硬い組織の切断に備えた、2つの切断縁部実施形態の初期位置を示す図。

【図 9 1 B】図 9 1 A の切断縁部及び組織の第 2 位置。

【図 9 1 C】図 9 1 A ~ B の切断縁部及び組織の第 3 位置。

【図 9 1 D】図 9 1 A ~ C の切断縁部及び組織の第 4 位置。

【図 9 2】非限定的な切断ブレード及びプッシング実施形態の一部の斜視図。

【図 9 2 A】非限定的な外科用実施形態の内部シース内に挿入された、図 9 2 のブレード及びプッシングの一部の部分断面図。

【図 9 3】非限定的な外科用実施形態の内部シース内に挿入された、図 9 2 のブレード及びプッシング実施形態の一部の部分断面図。

40

【図 9 4】非限定的な切断ブレード及びプッシング実施形態の一部の斜視図。

【図 9 5】非限定的な外科用実施形態の内部シース内に挿入された、図 9 4 のブレード及びプッシング実施形態の一部の部分断面図。

【図 9 6】非限定的なブレード及び外部シース実施形態の一部の部分斜視図。

【図 9 7】図 9 6 のブレード及び外部シース構成の断面図。

【図 9 8】図 9 7 の外部シース及びブレードの一部の部分背面斜視図。

【図 9 9】別の非限定的な外部シース及びブレード実施形態の一部の部分背面図。

【図 1 0 0】別の非限定的な外部シース実施形態の部分斜視図。

【図 1 0 1】内部に切断ブレード実施形態を支持する、図 1 0 0 の外部シース実施形態の

50

断面端面図。

【図 1 0 2】別の非限定的なブレード実施形態の一部の斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本出願の所持者はまた、同日付けで出願された、以下の米国特許出願をも所有し、これらは本明細書において参照として各全体を組み込まれる。

米国特許出願番号第____、表題「ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATING CUTTING IMPLEMENT」、代理人整理番号第END 6 6 8 8 USNP / 0 9 0 3 4 1号、

10

米国特許出願番号第____号、表題「METHODS OF USING ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATABLE CUTTING IMPLEMENTS」、代理人整理番号第END 6 6 8 9 USNP / 0 9 0 3 4 2号、

同第____号、表題「SEAL ARRANGEMENTS FOR ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号第END 6 6 9 0 USNP / 0 9 0 3 4 3号、

同第____号、表題「LTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATABLE BLADE AND HOLLOW SHEATH ARRANGEMENTS」、代理人整理番号第END 6 6 9 1 USNP / 0 9 0 3 4 4号、

20

同第____号、表題「LTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH PARTIALLY ROTATING BLADE AND FIXED PAD ARRANGEMENT」、代理人整理番号第END 6 6 9 3 USNP / 0 9 0 3 4 6号、

同第____号、表題「DUAL PURPOSE SURGICAL INSTRUMENT FOR CUTTING AND COAGULATING TISSUE」、代理人整理番号第END 6 6 9 4 USNP / 0 9 0 3 4 7号、

同第____号、表題「OUTER SHEATH AND BLADE ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号第END 6 6 9 5 USNP / 0 9 0 3 4 8号、

30

同第____号、表題「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH MOVING CUTTING IMPLEMENT」、代理人整理番号第END 6 6 8 7 USNP / 0 9 0 3 4 9号、及び

同第____号、表題「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT WITH COMB-LIKE TISSUE TRIMMING DEVICE」、代理人整理番号第END 6 6 8 6 USNP / 0 9 0 3 6 7号。

【0015】

様々な実施形態が、組織治療のための、装置、システム及び方法を対象とする。明細書に記載され、添付の図面に示される実施形態の全体的な構造、機能、製造及び使用の完全な理解をもたらすように多数の具体的詳細が示される。しかしながら、実施形態はそのような具体的詳細なくして実施され得ることが、当業者には理解される。他の例においては、周知の作動、構成要素、及び要素は、明細書に記載される実施形態を不明瞭にしないようにするため詳細に記載されていない。当業者は、本明細書に記載及び図示される実施形態は非限定例であることを理解でき、それ故本明細書に開示される特定の構造及び機能の詳細は典型であってもよく、必ずしも実施形態の範囲を限定するものではなく、実施形態の範囲は添付の特許請求の範囲でのみ規定されることを理解できる。

40

【0016】

本明細書全体を通して、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、又は「実施形態」等の参照は、その実施形態との関連において記述されている特定の

50

特徴、構造、又は特性が、少なくとも１つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体を通して複数の場所に出現する「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、又は「実施形態では」等のフレーズは、必ずしも全てが同一の実施形態を指すものではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、１つ以上の実施形態で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。故に、一実施形態に関して図示又は記載される特定の特徴、構造、又は特性は、１つ以上の他の実施形態の特徴、構造、又は特性と、全体として又は部分的に、制限なしに組み合わせることができる。

【００１７】

様々な実施形態が、外科手術中における組織切開、切断及び／又は凝固を生じるように構成された、改善された超音波外科用システム及び器具、加えてこれらに利用される切断用具及び封止機構を対象とする。一実施形態では、超音波手術器具装置は切開手術処置における使用のために構成されるが、腹腔鏡、内視鏡、及びロボット支援処置のような他のタイプの手術における用途も有する。超音波エネルギーの選択的使用及び切断／凝固用具の選択的な交代により、多角的な用途が促進される。

【００１８】

用語「近位」及び「遠位」は、本明細書において、ハンドピースアセンブリを把持している臨床医に準拠して用いられることが理解されよう。故に、エンドエフェクタは、より近位のハンドピースアセンブリに対して遠位にある。更に言うまでもなく、便宜及び明確さのために、「上部」及び「下部」などの空間に関する用語もまた、本明細書において、ハンドピースアセンブリを握持する臨床医を基準として用いられている。しかしながら、手術器具は、多くの配向及び配置において使用され、これらの用語は、制限的及び絶対的であることが意図されない。

【００１９】

外科用システム

図１は、外科用システム１０の非限定的な実施形態を、概略的な形態で例示する。外科用システム１０は、超音波発生器１２、及び「内蔵型」超音波器具１１０を含み得る、超音波外科用器具アセンブリ１００を含み得る。以下でより詳細に記載されるように、超音波発生器１２は、ケーブル１４によって内蔵型超音波器具１１０の超音波変換器アセンブリ１１４へと、外科用器具アセンブリ１００のハウジング部分１０２内に位置するスリップリングアセンブリ１５０により接続され得る。一実施形態において、システム１０は、モータ制御システム２０を更に含み、これは電源２２を含み、これはケーブル２３によって制御モジュール２４に連結されて、ここに例えば２４ＶＤＣを供給する。モータ制御モジュール２４は、National Instruments of Austin, Texasにより、モデル番号NI cRIO-9073で製造される制御モジュールを含み得る。しかしながら、他のモータ制御モジュールも利用され得る。電源２２は、National Instrumentsによって製造される電源を含み得る。しかしながら、他の電源も良好に利用され得る。電源２２はケーブル２５によってモータドライブ２６に更に連結され、やはりここに２４ＤＶＣを供給し得る。モータドライブ２６はNational Instrumentsによって製造されるモータドライブを含み得る。制御モジュール２４はまた、そこに電力を供給するために、ケーブル２７によりモータドライブ２６に連結され得る。従来のフットペダル３０又は他の制御スイッチ構成が、ケーブル３１によって制御モジュール２４に取り付けられてもよい。以下でより詳細に記載されるように、超音波外科用器具１００は、関連するエンコーダ１９４を有するモータ１９０を含み得る。モータ１９０は、National Instrumentsによりモデル番号CTP12ELF10MAA00として製造されるモータを含み得る。エンコーダ１９４は、U.S. Digital (Vancouver, Washington)によりモデル番号第E2-500-197-I-D-D-Bとして製造されるエンコーダを含み得る。しかしながら、他のモータ及びエンコーダも使用され得る。エンコーダ１９４は、エンコーダケーブル３２によってモータ制御モジュール２４に連結されてもよく、モータ

１９０はケーブル３３によってモータドライブ２６に連結され得る。外科用システム１０は、イーサネットケーブル４２によってモータ制御モジュール２４と通信し得る、コンピュータ４０を含み得る。

【００２０】

図１に見られるように、様々な実施形態において、モータ制御システム２０は、エンクロージャ２１内に収容される。システムの容易な可搬性を促進するために、様々な構成要素が、取り外し可能なケーブルコネクタによって、モータ制御システム２０に取り付けられてもよい。例えば、フットペダルスイッチ３０は、ケーブル３５によって取り外し可能なケーブルコネクタ３７に取り付けられて、フットペダルの制御システム２０への迅速な取り付けを促進してもよい。Ａ／Ｃ電力が、ケーブル５２に取り付けられた、取り外し可能なケーブルコネクタ５４に取り付けられた、従来のプラグ／ケーブル５０によって、電源２２に供給され得る。コンピュータ４０は、ケーブル４２に連結された取り外し可能なケーブルコネクタ６２に取り付けられた、ケーブル６０を有し得る。エンコーダ１９４は、取り外し可能なコネクタ７２に取り付けられたエンコーダケーブル７０を有し得る。同様に、モータ１９０は、取り外し可能なコネクタ７２に取り付けられたケーブル７４を有し得る。取り外し可能なコネクタ７２は、ケーブル３２によって制御モジュール２４に取り付けられてもよく、コネクタ７２は、ケーブル３３によってモータドライブ２６に取り付けられてもよい。したがって、ケーブルコネクタ７２は、エンコーダ１９４を制御モジュール２４に、モータ１９０をモータドライブ２６に連結するように機能する。ケーブル７０及び７４は、共通シース７６内に収容され得る。

【００２１】

別の実施形態において、超音波発生器１２及び制御システム２０は、同じエンクロージャ１０５内に収容され得る。図１Ａを参照されたい。更に別の実施形態において、超音波発生器１２は、ジャンパーケーブル１０７によってモータ制御システム２０と電気通信してもよい。このような構成は、電力データリンク、加えて電力を供給するための共通手段（コード５０）を共有し得る。図１Ｂを参照されたい。

【００２２】

様々な実施形態において、超音波発生器１２は、超音波発生器モジュール１３及び信号発生器モジュール１５を含み得る。図１を参照されたい。超音波発生器モジュール１３及び／又は信号発生器モジュール１５、それぞれは、超音波発生器１２と一体であってもよく、又は超音波発生器１２と電氣的に連結された別個の回路モジュールとして提供されてもよい（この選択肢を例示するために仮想線にて示される）。一実施形態では、信号発生器モジュール１５は、超音波発生器モジュール１３と一体に形成されてもよい。超音波発生器１２は、発生器１２コンソールの前側パネル上に位置する入力装置１７を含み得る。入力装置１７は、既知の方式で発生器１２の動作をプログラミングするために好適な信号を発生する、任意の好適な装置を含み得る。更に図１を参照し、以下で更に詳細に記載されるように、ケーブル１４は、超音波変換器アセンブリ１１４の正電極（＋）及び負電極（－）に電気エネルギーを適用するために、多数の導体を含み得る。

【００２３】

様々な形態の超音波発生器、超音波発生器モジュール及び信号発生器モジュールが既知である。例えば、このような装置は、同一譲受人による米国特許出願番号第１２／５０３，７７０号、表題「Rotating Transducer Mount For Ultrasonic Surgical Instruments」（２００７年７月１５日出願）に開示され、これは、本明細書において参照として全体を組み込まれる。他のそのような装置は以下の米国特許の１つ以上に開示され、その全てが参照により本明細書に組み込まれる；米国特許第６，４８０，７９６号、「Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions」、同第６，５３７，２９１号、「Method for Detecting a Loose Blade in a Handle Connected to an Ultrasonic S

10

20

30

40

50

urgical System」、同第6,626,926号、「Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup」、同第6,633,234号、「Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information」、同第6,662,127号、「Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System」、同第6,678,621号、「Output Displacement Control Using Phase Margin in an Ultrasonic Surgical Handle」、同第6,679,899号、「Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Handle」、同第6,908,472号、「Apparatus and Method for Altering Generator Functions in an Ultrasonic Surgical System」、同第6,977,495号、「Detection Circuitry for Surgical Handpiece System」、同第7,077,853号、「Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature」、同第7,179,271号、「Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup」、同第7,273,483号、「Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System」。

【0024】

外科用器具

図2に見られるように、超音波外科用器具ハンドピース100は、モータ190、エンコーダ194、スリップリングアセンブリ150、及び内蔵型超音波外科用器具110を収容するハウジング102を含み得る。ハウジング102は、ねじ、スナップ機構などの締結具によって一緒に取り付けられる2つ以上の部分で提供されてもよく、例えば、ポリカーボネート材料から作製されてもよい。モータ190は、例えばNational Instrumentsにより、モデル番号CTP12ELF10MAA00として製造される、ステップモータを含み得る。しかしながら、例えばハウジング102に対する内蔵型超音波外科用器具110の、約1~6000rpmの「全」回転運動を生じるために他のモータが利用され得る。エンコーダ194は、モータシャフト192の機械的回転を速度及び他のモータ制御情報を制御モジュール24に提供する電気パルスに変換する。

【0025】

内蔵型超音波外科用器具110は、Ethicon Endo-Surgeryにより、モデル番号HP054で製造及び販売される外科用器具を含み得る。しかしながら、他の超音波器具も良好に利用され得る。用語「内蔵型」とは、本明細書において使用されるとき、超音波外科用器具が、外科用器具100と使用する場合以外でも、超音波外科用器具としてそれ自体効果的に使用され得ることを意味するものとして、理解される。図3に詳細に例示されるように、超音波外科用器具110はハウジング112を含み、これは電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換するための、圧電超音波変換器アセンブリ114を支持し、この変換が変換器アセンブリ114の端部の長手方向の振動運動を生じる。超音波変換アセンブリ114は、セラミック圧電素子の積層体を含んでもよく、動作ゼロ点が積層体に沿ったいずれかの点に位置する。超音波変換器アセンブリ114が、2つのシリンダ116と118との間に取り付けられてもよい。加えて、シリンダ120は、シリンダ118に取り付けられてもよく、これはひいては、別の動作ゼロ点122において

ハウジングに取り付けられる。ホーン 124 はまた、一方の側においてゼロ点で、他方の側でカップラー 126 に取り付けられてもよい。ブレード 200 は、カップラー 126 に固定され得る。結果として、ブレード 200 は、超音波変換器アセンブリ 114 と共に、超音波周波数において、長手方向に振動する。超音波変換器アセンブリ 114 の端部は、超音波変換器アセンブリ 114 が、変換器の共振周波数において最大電流で駆動されるとき、静止ノードを構成する積層体の一部と共に、最大運動を達成する。しかしながら、最大運動を提供する電流は各器具により変動し、システムが使用できるように、器具の不揮発性メモリに保存される値である。

【0026】

超音波器具 110 の部分は、組み合わせが、同じ共振周波数で振動するように設計され得る。特に、要素は、各このような要素の得られる長さが波長の半分又はその倍数であるように調整されてもよい。長手方向の前後運動は、音響取り付けホーン 124 のブレード 200 に近い方の直径が減少するに伴って、増幅する。したがって、ホーン 124 加えてブレード / カップラーは、音響システムの残部に対応して、ブレード運動を増幅し、超音波振動を提供するような形状及び寸法であり得、これは、ブレード 200 に近い音響取り付けホーン 124 の端部の最大前後運動を生成する。超音波変換アセンブリ 114 における 20 ~ 25 マイクロメートルの運動は、ホーン 124 によって、約 40 ~ 100 マイクロメートルのブレード運動に増幅され得る。

【0027】

フットペダル 30 又は他のスイッチ構成の動作によって超音波器具 110 に電力が適用されるとき、コントロールシステム 20 は例えば、ブレード 200 をおよそ 55 . 5 kHz で長手方向に振動させ、長手方向運動量は、ユーザーによって調節可能に選択される、適用される駆動電力（電流）の量と比例して変化する。比較的高い切断電力が適用される場合、ブレード 200 は、超音波振動速度において、約 40 ~ 100 マイクロメートルの範囲で長手方向に運動するように設計され得る。ブレード 200 のこのような超音波振動は、ブレードが組織に接触する際に熱を生成し、すなわち、組織を通じたブレード 200 の加速が運動するブレード 200 の機械的エネルギーを、非常に狭く、局限された領域において熱エネルギーへと変換する。この局所的な熱は、狭いゾーンにおける凝固を生じ、これは直径 1 ミリメートル未満などの、小さな欠陥における出血を低減するか又は排除する。ブレード 200 の切断効率性、加えて止血の度合いは、適用される駆動電力のレベル、外科医によってブレードに適用される切断速度又は力、組織種類の性質、及び組織の血管分布により変動する。

【0028】

図 2 に見られるように、超音波器具 110 は尾部駆動アダプター 130 及び遠位ハンドピースアダプター 134 によって、ハウジング 102 内に支持される。尾部駆動アダプター 130 は、近位ベアリング 132 によってハウジング 102 内に回転可能に支持され、モータ 190 の出力シャフト 192 に回転不可能に連結される。図 2 を参照されたい。尾部駆動アダプター 130 は、超音波器具 110 のハウジング 112 上に押圧されるか、又は例えば、固定ねじ又は接着剤によってハウジング 112 に取り付けられてもよい。遠位ハンドピースアダプター 134 は、ハンドピースハウジング 112 の遠位端 113 上に押圧されるか、ないしは別の方法により、固定ねじ又は接着剤によってこれに取り付けられてもよい。遠位ハンドピースアダプター 134 は、ハウジング 102 内に取り付けられた遠位ベアリング 136 によってハウジング 102 内に回転可能に支持される。

【0029】

モータ 190 に電力が適用される場合、モータ 190 はハンドピース 110 に「全回転運動」を適用し、これによって超音波外科用器具 110 及びブレード 200 が、中央軸 A - A を中心に回転する。本明細書において使用されるとき、用語「全回転運動」は、不均一に形成された超音波ブレードを利用する際に達成され得る「ねじれ超音波運動」とは区別される。用語「全回転運動」は対照的に、超音波変換器アセンブリ 114 の動作によって生成されものに限定されない、回転運動を包括する。

【 0 0 3 0 】

超音波器具 1 1 0 に超音波発生器 1 2 からの電力を提供するため、スリップリングアセンブリ 1 5 0 が利用され得る。図 2 に見られるように、導体 1 5 1、1 5 2 は、超音波変換器アセンブリ 1 1 4 に連結され、尾部駆動アダプター 1 3 0 の中空茎部 1 3 2 を通じて延びる。中空茎部 1 3 2 は、モータ 1 9 0 の駆動シャフト 1 9 2 に取り付けられ、スリップリングアセンブリ 1 5 0 内で自由に回転する。第 1 内部接触子 1 5 4 は、軸 A - A を中心に共に回転移動するように、中空茎部 1 3 2 に取り付けられている。第 1 内部接触子 1 5 4 は、スリップリングアセンブリ 1 5 0 内に固定された外部接触子 1 5 6 と回転可能に接触するように位置付けられている。接触子 1 5 4、1 5 6 は、同心状に配置されたリングの形態で提供され得る。導体 1 5 7、1 5 8 は、固定された外部接触子 1 5 6 に連結され、発生器ケーブル 1 4 を形成する。導体 1 9 1 及び 1 9 3 は、モータに取り付けられて、モータケーブル 7 4 を形成し、導体 1 9 5、1 9 7 はエンコーダ 1 9 4 に取り付けられて、エンコーダケーブル 7 0 を形成する。モータシャフト 1 9 2 の回転は、尾部駆動アダプター 1 3 0、及びこれに取り付けられた超音波器具 1 1 0 の、軸 A - A を中心とした回転を生じる。モータ駆動シャフト 1 9 2 の回転はまた、内部接触子 1 5 4 の回転を生じる。超音波発生器 1 2 からの超音波信号は、内部接触子 1 5 4 と外部接触子 1 5 6 との間の接触又は「電氣的通信」により、内部接触子 1 5 4 に伝達される。これらの信号は、導体 1 5 1、1 5 2 によって超音波変換アセンブリ 1 1 4 に伝達される。他の代替的な実施形態において、スリップリングアセンブリは、同心状リング接触子と係合する、従来のなボゴピンの使用を利用してよい。他のスリップリング構成がまた利用され得る。

【 0 0 3 1 】

様々な実施形態はまた、締結具 1 6 1 によってハウジング 1 0 2 の遠位端 1 0 3 に取り外し可能に取り付けられ得る、遠位ノーズピース 1 6 0 を含む。図 5 を参照されたい。1 つ以上のシム部材 1 6 2 は、遠位端 1 0 3 とノーズピース 1 6 0 との間に位置付けられ、ハウジング 1 0 2 とノーズピース 1 6 0 との間の同心状の取り付けを促進してもよい。ノーズピース 1 6 0 は、例えば、ステンレス鋼又はポリカーボネートから作製されてもよい。様々な実施形態において、ブレード 2 0 0 の遠位端 2 0 2 は、内部シース封止部 2 1 2 内に軸支された、中空のカップラー区分 2 1 0 を通じて延びる。内部シース封止部 2 1 2 は、例えば、ポリテトラフルオロエチレン（「PTFE」）を含んでもよく、カップラー区分 2 1 0 とノーズピース 1 6 0 との間に実質的な流体密及び/又は気密封止部を形成するように機能する。図 4 の実施形態においてもまた、内部シース 2 2 0 は、例えば溶接によって中空のカップラー区分 2 1 0 に取り付けられてもよく、又は中空のカップラー区分 2 1 0 は、内部シース 2 2 0 の一体部分を含んでもよい。一実施形態において、ブレードピン/トルキング部材 2 1 6 は、ブレード部材 2 0 0 及び中空カップラー区分 2 1 0 を通じて横方向に延び、内部シース 2 2 0 とブレード部材 2 0 0 の運動を促進してもよい。1 つ以上の通気口を有するブッシング 2 1 4 は、ブレード 2 0 0 の周囲に軸支されて、ブレード 2 0 0 を内部シース 2 2 0 から音響的に分離してもよい。ブレード部材 2 0 0 は、内部がねじ状であり、カップラー 1 2 6 のねじ付き部分と取り外し可能に係合するように適合された、近位端 2 0 1 を有し得る。ブレード 2 0 0 のカップラー 1 2 6 への締め付けを促進するために、締め付け孔 1 0 8（図 2）がハウジング 1 0 2 を通じて提供され、ツール（例えば、アレンレンチ）がこれを通して、尾部ドライブアダプター 1 3 0 の孔 1 3 1 に挿入されて、超音波外科用器具 1 1 0 及びこれに取り付けられたカップラー 1 2 6 の回転を防ぐ。一度ブレード 2 0 0 がカップラー 1 2 6 上にねじ込まれると、ユーザーは、アレンレンチ又は他のツールを孔 1 0 8、1 3 1 から取り除き、ねじ付きプラグ（図示されない）を孔 1 0 8 に挿入して、流体/くずがこれを通してハウジング 1 0 2 に入るのを防ぐことができる。

【 0 0 3 2 】

様々な実施形態において、外部シース 2 3 0 が、内部シース 2 2 0 及びブレード部材 2 0 0 と同軸状に位置合わせされてもよく、例えば、溶接、ろう接、オーバーモールドイング又は圧力嵌めによって、ノーズピース 1 6 0 の遠位端 1 6 3 に取り付けられてもよい。

図4に見られるように、吸引部240がノーズピース160に取り付けられて、中空の外部シース230と連絡してもよい。可撓性管242は、吸引部240と取り付けられて、一般的に244として示される真空源に連結された回収容器243と連絡してもよい。したがって、外部シース230は、外部シース230の遠位先端部で始まり、吸引部240を通じて外に出る、内部シース220の周囲に延びる吸引経路を形成する。当業者は、別の吸引経路もまた可能であることを認識する。加えて、別の実施形態において、内部シース220が省略される。

【0033】

外科用システム10の様々な実施形態は、超音波軸運動をブレード200に、かつ同様に全回転運動をブレード200に、選択的に適用する能力を提供する。所望により、臨床医は、モータ190を起動せずに、超音波変換器アセンブリ114を単純に起動してもよい。いくつかの場合において、器具100は、単に超音波器具として、超音波モードで使用され得る。長手方向超音波運動のための周波数範囲は、例えば約30~80kHzであり得る。同様に、臨床医は、超音波変換器アセンブリ114を起動せずに、モータ190を起動すること所望し得る。したがって、そこに長手方向の超音波運動を適用することなく、全体回転運動が回転モードでブレード200に適用される。全体回転速度は例えば、約1~6000rpmであり得る。他の用途においては、臨床医は器具100を超音波及び回転モードを使用することを所望する場合があります、ブレード200は、変換器アセンブリ114からの長手方向超音波運動、及びモータからの全体回転運動を経験する。1周期当たり2~10回転(720~3600°)又は連続的な一方向回転の、振動運動が達成され得る。当業者は、外科用システム10の様々な実施形態が、関節鏡視下加えて他の外科用用途に関連して、有効に利用され得ることを認識するであろう。

【0034】

少なくとも1つの非限定的な実施形態は、ハウジング102上の制御構成170を更に含み得る。図2を参照されたい。制御構成170は、多導体ケーブル171によって、制御モジュール24と通信し得る。制御構成170は、「超音波モード」及び「回転モード」を含む「二重」モードを起動/無効化するための、第1ボタン172を含み得る。このような構成において、制御モジュール24は、規定量の全回転運動をブレード200に提供するように、予めプログラミングされていてもよい。制御構成170は、超音波モードを起動せずに回転モードを起動/無効化する、したがって止血せずに切断するために、第2ボタン174を更に含み得る。制御構成170はまた、「凝固モード」を活性化/無効化するために、第3ボタン176をまた含んでもよく、モータ190が駆動して回転向きをプリセットし、その後「停止」又は無効化し、それによって超音波ブレード表面を外部シース240の遠位端で露出するが、これは以下でより詳細に記載される。またこのモードにおいて、超音波変換器アセンブリ114が駆動されてスポット凝固を提供してもよく、別の実施形態において、臨床医は単純にスポット凝固ボタン77を起動し、これが超音波変換器アセンブリ114を、例えば5秒などの規定の期間にわたって起動してもよい。制御構成は更に、超音波と回転モードとの間で切り替えるための、ボタン178を更に含んでもよい。様々な非限定的な実施形態により、本明細書において開示される様々な非限定的な実施形態、加えて同等の構造の趣旨及び範囲から逸脱することなく、上述の機能/モードのいずれかの組み合わせが、1つ以上のボタンによって組み合わせられ、かつ制御されてもよい。

【0035】

当業者は、ハウジング部材102、並びに取り付けアダプター130及び134が、外科用器具100と離して別個に使用することができる、内部の様々な異なる種類及び形状の超音波ハンドピースを動作可能に保持するように構成され得ることを理解する。したがって、制御システム20及び器具100は、本明細において開示される様々な非限定的な実施形態、加えてこれらの各同等の構造の趣旨及び範囲から逸脱することなく、超音波ハンドピース110なしに、「キット形態」で提供され、購入者がその既存の超音波ハンドピースを内部に挿入することを可能にする。

【 0 0 3 6 】

図 6 及び図 7 は、別の外科用器具 3 0 0 を例示し、上記の様々な実施形態を記載するために先に使用された同様の番号が、同様の構成要素を指定するために使用される。これらの実施形態において、外科用器具 3 0 0 は、超音波ホーン 3 2 4 に取り付けられた変換器アセンブリ 3 1 4 を収容するハウジング 3 0 2 を含む。超音波ホーン 3 2 4 は、上記の方法によりブレード 2 0 0 の近位端 2 0 1 に連結され得る。超音波ホーン 3 2 4 は、遠位ベアリング 3 3 6 によってハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持され得る。ノーズピース 1 6 0 は、上記の方法により、締結具 1 6 1 によってハウジング 3 0 2 に取り付けられてもよい。

【 0 0 3 7 】

この実施形態において、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 は、これに埋め込まれるか、ないしは別の方法で取り付けられた磁石 3 1 6 を有し、一般的に 3 2 0 として指定される一体的なモーターを形成する。モータ固定リング 3 3 0 が、示されるようにハウジング 3 0 2 内に取り付けられる。導体 3 3 2、3 3 4 は、モータ固定リング 3 3 0 に取り付けられて、共通シース 7 6 を通じて延び、上記の制御システム 2 0 内のモータケーブル 3 3 に取り付けられる。中空のシャフト 3 4 0 はモーターローラー 3 2 0 を通じて延びて、導体 1 5 1、1 5 2 のために経路を形成する。導体 1 5 1、1 5 2 は、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 及び内部接触子 1 5 4 に連結される。内部接触子 1 5 4 は、やはりハウジング 3 0 2 内に支持されるスリップリングアセンブリ 1 5 0 内に回転可能に延びる中空シャフト 3 4 0 の一部に取り付けられる。中空シャフト 3 4 0 は、近位ベアリング 3 4 2 によってハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持される。スリップリングアセンブリ 1 5 0 は、ハウジング 3 0 2 内に固定され（すなわち、回転不可能）、上記の発生器ケーブル 1 4 を形成する導体 1 5 7、1 5 8 に連結される固定された外部接触子 1 5 6 を含む。電力がモータ固定子 3 3 0 に供給されると、これによりローター 3 2 0 及び一体型超音波変換器 3 1 4 が軸 A - A を中心に回転する。超音波発生器 1 2 からの超音波信号は、内部接触子 1 5 4 と外部接触子 1 5 6 との間の回転接触又は電氣的通信により、内部接触子 1 5 4 に伝達される。これらの信号は、導体 1 5 1、1 5 2 によって超音波変換アセンブリ 3 1 4 に伝達される。外科用器具 3 0 0 は、上記の種類の制御構成を含み、上記の様々なモードで使用され得る。ブレード 2 0 0 と外部シース 2 3 0 との間で、ポート 2 4 0 を通じて吸引が適用され得る。回収容器 2 4 3 及び吸引源 2 4 0 は、管 2 4 2 によってポート 2 4 0 に取り付けられてもよい。以下により詳細に記載されるように、ブレードを組織に暴露するために、ブレードの遠位端は、外部シース 2 3 0 の遠位端のウィンドーを通じて露出される。

【 0 0 3 8 】

図 8 は、別の外科用器具 4 0 0 を例示し、上記の様々な実施形態を記載するために先に使用された同様の番号が、同様の構成要素を指定するために使用される。これらの実施形態において、外科用器具 4 0 0 は、超音波ホーン 3 2 4 に取り付けられた超音波変換器アセンブリ 3 1 4 を収容するハウジング 3 0 2 を含む。超音波ホーン 3 2 4 は、上記の方法によりブレード 2 0 0 の近位端 2 0 1 に連結され得る。超音波ホーン 3 2 4 は、遠位ベアリング 3 3 6 によってハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持され得る。ノーズピース 1 6 0 は、上記の方法により、ハウジング 3 0 2 に取り付けられてもよい。

【 0 0 3 9 】

この実施形態において、ブラシ付きモータ 4 1 0 は、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に一体的に取り付けられる。本明細書において使用するとき「一体的に取り付けられた」とは、一緒に移動するように、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に直接取り付けられるか、ないしは別の方法でこれと形成されることを意味する。ブラシ付きモータ 4 1 0 と超音波変換器アセンブリ 3 1 4 への取り付けに関して使用されるとき、用語「一体的に取り付けられた」とは、超音波変換器アセンブリが駆動シャフト構成を介してモータに取り付けられる構成を包含しない。またこの実施形態において、磁石 4 2 6 は、ハウジング 3 0 2 内に固定される固定リング 4 2 0 内に提供される。導体 4 3 2、4 3 4 は、ブラシ付きモータ

４１０に取り付けられた中空のシャフト３４０を通じて延びる。中空シャフト３４０は、近位ベアリング３４２によってハウジング３０２内に回転可能に支持される。モータ導体４３２は、第１内部モータ接触子４３６に取り付けられ、モータ導体４３４は第２内部モータ接触子４３８に取り付けられる。第１内部モータ接触子４３６及びダイ２モータ内部接触子４３８は、一般的に４５０として指定される、スリップリングアセンブリ内に延びる中空シャフト３４０の部分上に支持される。スリップリングアセンブリ４５０はハウジング３０２内に固定され（すなわち、回転不可能）、導体４４１に連結される第１外部モータ接触子４４０、及び導体４４３に連結される第２外部モータ接触子４４２を含む。導体４４１、４４３は、上記のモータケーブル７４を形成する。臨床医が、超音波変換器アセンブリ３１４に、かつ最終的にブレード２００に全回転運動を適用することを所望する場合、臨床医はモータドライブ２６からブラシ付きモータ４１０に電力を供給させる。

10

【００４０】

この実施形態において、導体１５１、１５２は、超音波変換器アセンブリ３１４に取り付けられ、中空のシャフト３４０を通じて延びて、中空のシャフト３４０に取り付けられた内部変換器接触子１５４に連結される。スリップリングアセンブリ４５０は、上記のように、発生器ケーブル１４を形成する導体１５７、１５８に連結された、固定された外部変圧器接触子１５６を含む。電力がブラシ付きモータ４１０に供給されると、これによりモータ４１０、超音波変圧器アセンブリ３１４及びモータシャフト３４０は、軸Ａ－Ａを中心に回転する。超音波発生器１２からの超音波信号は、内部接触子１５４と外部接触子１５６との間の回転摺動接触又は電氣的通信により、内部接触子１５４に伝達される。これらの信号は、導体１５１、１５２によって超音波変換アセンブリ３１４に伝達される。外科用器具４００は、上記の種類の制御構成を含み、上記の様々なモードで使用され得る。上記のように、器具４００は、回転モード、超音波モード、回転及び超音波モード（「二重モード」）又は凝固モードで使用され得ることが理解される。ブレード２００と外部シース２３０との間で、ポート２４０を通じて吸引が適用され得る。回収容器２４３及び吸引源２４０は、管２４２によってポート２４０に取り付けられてもよい。以下により詳細に記載されるように、ブレードを組織に暴露するために、ブレードの遠位端は、外部シース２３０の遠位端のウィンドーを通じて露出される。

20

【００４１】

図９～１３は、別の外科用器具５００を例示し、上記の様々な実施形態を記載するために先に使用された同様の番号が、同様の構成要素を指定するために使用される。これらの実施形態において、外科用器具５００は、超音波ホーン３２４に取り付けられた変換器アセンブリ５３０を収容するハウジング３０２を含む。超音波ホーン３２４は、上記の方法によりブレード２００の近位端２０１に連結され得る。超音波ホーン３２４は、遠位ベアリング３３６によってハウジング３０２内に回転可能に支持され得る。ノーズピース１６０は、上記の方法により、ハウジング３０２に取り付けられてもよい。

30

【００４２】

この実施形態は、上記の種類及び構成のステッピングモータを含んでもよく、これと関連し上記の制御モジュール２４と通信するエンコーダ部分を有し得る、モータ５１０を含む。モータ５１０は、共通シース７６を通じて延びるモータケーブル７４を含む、導体５１１、５１２を通じて、モータドライブ２６から電力を受信し得る。モータ５１０は、これに取り付けられ、スリップリングアセンブリ１５０を通じて延びる、中空のモータシャフト５２０を有する。中空の駆動シャフト５２０は、近位ベアリング３４２によってハウジング３０２内に回転可能に支持される。スリップリングアセンブリ１５０は、ハウジング３０２内に固定され（すなわち、回転不可能）、上記の発生器ケーブル１４を形成する導体１５７、１５８に連結される固定された外部接触子１５６を含む。内部接触子１５４は、中空の駆動シャフト５２０上に取り付けられ、外部接触子１５６と電氣的に接触するか、又は通信する。導体１５１、１５２は内部接触子１５４に取り付けられ、中空の駆動シャフト５２０を通じて延び、超音波変換器アセンブリ５３０に連結される。

40

【００４３】

50

様々な実施形態において、アセンブリの容易性を促進し、かつまたモータを超音波変換器アセンブリ 530 から音響的に分離するために、中空の駆動シャフト 520 は、一般的に 540 として指定される連結アセンブリによって、超音波変換器積層体 530 に取り外し可能に連結されてもよい。図 9、11、及び 12 に見られるように、連結アセンブリ 540 は、中空の駆動シャフト 520 の遠位端 521 に取り付けられる、薄いプレート部材 542 を含んでもよい。薄いプレート部材 542 は、軸方向に比較的低い剛性を、かつ回転において高い剛性を有する材料から作製され得る。図 12 を参照されたい。例えば、薄いプレート部材 542 は、0.020 インチ (0.008 cm) の厚いアルミニウム 7075-T651 から作製され、例えば、圧力嵌め又はろう接によって中空の駆動シャフト 520 の遠位端 521 に取り付けられてもよい。連結アセンブリ 540 は、超音波変換器アセンブリ 530 の近位端部分又はフランジ部分 531 を更に含み得る。近位端部分 531 は、例えば、ボルトによる又は他の接続によって、超音波変換器アセンブリ 530 に取り付けられたステンレス鋼から製造されたフランジを含み得る。図 11 に見られるように、端部 531 は、内部に薄いプレート部材 542 を受容するような大きさの孔 532 を有する。様々な実施形態において、薄いプレート部材 542 は、孔 532 に押し込まれるような大きさであってもよく、それによって軸 A-A を中心とした薄いプレート部材 542 の回転が、軸 A-A を中心とした超音波変換器アセンブリ 530 の回転を生じる。他の実施形態において、別個の締結プレート (図示されない) 又はスナップリング (図示されない) 又はスナップ機構 (図示されない) が、超音波変換器アセンブリ 530 の端部 531 と回転不可能に係合するように薄いプレート部材 542 を保持するために提供され得る。このような構成は、超音波変換器アセンブリからモータへの音響振動の伝達を最小化するように機能する。

【0044】

図 14 及び図 15 は、利用され得る別の薄いプレート部材 542' を例示する。この実施形態において、薄いプレート部材 542' は、放射状タブ 546 を形成するように内部に提供される複数の放射状ノッチ 544 を有する。孔 532 は、内部で放射状タブ 546 と適合するように、ノッチを形成される (図示されない)。このような構成は、シャフト 520 に適用されるモーメント力を低減し得る。薄いプレート部材 542、542' を利用することにより、超音波変換器アセンブリ 530 から駆動シャフト 520 に伝達される音響振動の量が最小化され得る。

【0045】

電力がモータ 510 に供給されるとき、駆動シャフト 520 が軸 A-A を中心に回転し、これによりまた変換器アセンブリ 530 が軸 A-A を中心に回転する。臨床医が超音波変換器アセンブリ 530 の駆動を所望するとき、超音波発生器 12 からスリッパリングアセンブリ 150 の固定接触子 156 へと電力が供給される。内部接触子 154 と外部接触子 156 との間の回転摺動接触又は電気通信により、超音波変換器アセンブリ 530 に電力が伝達される。これらの信号は、導体 151、152 によって超音波変換アセンブリ 530 に伝達される。外科用器具 500 は、上記の種類の制御構成を含み、上記の様々なモードで使用され得る。上記のように、器具 400 は、回転モード、超音波モード、回転及び超音波モード (「二重モード」) 又は凝固モードで使用され得ることが理解される。ブレード 200 と外部シース 230 との間で、ポート 240 を通じて吸引が適用され得る。回収容器 243 及び吸引源 240 は、管 242 によってポート 240 に取り付けられてもよい。以下により詳細に記載されるように、ブレードを組織に暴露するために、ブレードの遠位端は、外部シース 230 の遠位端のウィンドーを通じて露出される。

【0046】

図 16 は、別の外科用器具 600 を例示し、上記の様々な実施形態を記載するために先に使用された同様の番号が、同様の構成要素を指定するために使用される。これらの実施形態において、外科用器具 600 は、超音波ホーン 324 に取り付けられた変換器アセンブリ 314 を収容するハウジング 302 を含む。この実施形態において、変換器アセンブリ 314 及び超音波ホーン 324 は、遠位ベアリング 336 により、ハウジング 302 内

10

20

30

40

50

に回転可能に支持される P Z ハウジング 6 0 2 に取り付けられる。超音波ホーン 3 2 4 は、上記の方法によりブレード 2 0 0 の近位端に連結され得る。ノーズピース 1 6 0 は、上記の方法により、締結具 1 6 1 によってハウジング 3 0 2 に取り付けられてもよい。

【 0 0 4 7 】

この実施形態は、上記の種類及び構成のステッピングモータを含み得る、モータ 5 1 0 を含む。モータ 5 1 0 は、これと関連するエンコーダを有してもよく、これは上記のように、制御モジュール 2 4 (図 1) と通信する。モータ 5 1 0 は、共通シース 7 6 を通じて延びるモータケーブル 7 4 を含む、導体 5 1 1、5 1 2 を通じて、モータドライブ 2 6 (図 1) から電力を受信し得る。モータ 5 1 0 は、これに取り付けられ、スリップリングアセンブリ 1 5 0 を通じて延びる、中空のモータシャフト 5 2 0 を有する。中空の駆動シャフト 5 2 0 は、近位ベアリング 3 4 2 によってハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持される。

10

【 0 0 4 8 】

スリップリングアセンブリ 1 5 0 は、ハウジング 3 0 2 内に固定され(すなわち、回転不可能)、上記の発生器ケーブル 1 4 を形成する導体 1 5 7、1 5 8 に連結される固定された外部接触子 1 5 6 を含む。内部接触子 1 5 4 は、回転可能な中空の駆動シャフト 5 2 0 上に取り付けられ、外部接触子 1 5 6 と電氣的に接触するか、又は通信する。導体 1 5 1、1 5 2 は内部接触子 1 5 4 に取り付けられ、中空の駆動シャフト 5 2 0 を通じて延び、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に連結される。様々な実施形態において、アセンブリの容易性を促進し、かつまたモータ 5 1 0 を超音波変換器アセンブリ 3 1 4 から音響的に分離するために、中空の駆動シャフト 5 2 0 は、一般的に 5 4 0 として指定される連結アセンブリによって、P Z T ハウジング 6 0 2 に取り外し可能に連結されてもよい。連結アセンブリ 5 4 0 は、中空の駆動シャフト 5 2 0 の遠位端 5 2 1 に取り付けられる、薄いプレート部材 5 4 2 を含んでもよい。上記のように、薄いプレート部材 5 4 2 は、軸方向に比較的低い剛性を、かつ回転において高い剛性を有する材料から作製され得る。P Z T ハウジング 6 0 2 は、内部に薄いプレート材料 5 4 2 を受容するような大きさの孔 6 0 3 を有する、近位端部 6 0 4 を有する。様々な実施形態において、薄いプレート部材 5 4 2 は、孔 6 0 3 に押し込まれるような大きさであってもよく、それによって軸 A - A を中心とした薄いプレート部材 5 4 2 の回転が、軸 A - A を中心とした P Z T ハウジング 6 0 2、及び超音波アセンブリ 3 1 4、及び超音波ホーン 3 2 4 の回転を生じる。他の実施形態において、別個の締結プレート(図示されない)又はスナップリング(図示されない)又はスナップ機構(図示されない)が、P Z T ハウジング 6 0 2 の近位端部 6 0 4 と回転不可能に係合するように薄いプレート部材 5 4 2 を保持するために提供され得る。この実施形態はまた、上記の薄いプレート部材 5 4 2 ' を利用する。

20

30

【 0 0 4 9 】

電力がモータ 5 1 0 に供給されるとき、駆動シャフト 5 2 0 が軸 A - A を中心に回転し、これによりまた P Z T ハウジング 6 0 2 及び超音波変換器アセンブリ 3 1 4 が軸 A - A を中心に回転する。臨床医が超音波変換器アセンブリ 3 1 4 の駆動を所望するとき、超音波発生器 1 2 からスリップリングアセンブリ 1 5 0 の固定接触子 1 5 6 へと電力が供給される。内部接触子 1 5 4 と外部接触子 1 5 6 との間の回転摺動接触又は電気通信により、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に電力が伝達される。これらの信号は、導体 1 5 1、1 5 2 によって超音波変換アセンブリ 3 1 4 に伝達される。外科用器具 5 0 0 は、上記の種類、制御構成を含み、上記の様々なモードで使用され得る。上記のように、器具 4 0 0 は、回転モード、超音波モード、回転及び超音波モード(「二重モード」)又は凝固モードで使用され得ることが理解される。ブレード 2 0 0 と外部シース 2 3 0 との間で、ポート 2 4 0 を通じて吸引が適用され得る。回収容器 2 4 3 及び吸引源 2 4 0 は、管 2 4 2 によってポート 2 4 0 に取り付けられてもよい。以下により詳細に記載されるように、ブレードを組織に暴露するために、ブレードの遠位端は、外部シース 2 3 0 の遠位端のウィンドーを通じて露出される。

40

【 0 0 5 0 】

50

器具 300、400、500 及び 600 のそれぞれにおいて利用されるハウジング 302 の全体的な大きさを低減するため、これらの各器具のそれぞれにおいて利用される超音波変換器アセンブリは、長さが物理的により短い半波変換器と置換され得る。

【0051】

超音波ブレード及びシース実施形態

現在の関節鏡視下ツールは、パンチ、往復式シェーバー、及び無線周波 (RF) 駆動装置を含む。パンチ及びシェーバーなどの機械的装置は、最小限の組織損傷を生じる傾向にあるが、場合によっては望ましくない、粗い切断線を残す場合がある。RF 駆動ブレードは、より滑らかな切断線を残すしまた、大面積の軟組織を焼灼し得る。しかしながら、このような装置は、純粋な機械的器具よりも大きな組織損傷を生じ得る。上記の様々な非限定的な外科用器具実施形態は、従来の RF 駆動外科用器具、加えて回転組織切断部材を利用する従来の機械的シェーバーよりも、有利なホストを提供する。以下でより詳細に記載されるように、様々な非限定的な実施形態の固有かつ新規のブレード及びシース構成を利用することにより、追加的な利益が実現され得る。

【0052】

図 17 ~ 21 は、上記の様々な外科用器具と関連して利用され得るブレード 200 及び外部シース 230 の一形態を例示する。これらの図において見られるように、ブレード 200 は遠位端部 700 を有してもよく、外部シース 230 は遠位端部 720 を有してもよい。ブレード 200 は例えば、チタンから作製されてもよく、外部シース 230 は例えば、ポリエーテルエーテルケトン (「PEEK」) Ultem (登録商標)、又はステンレス鋼から作製され得る。上記のように、ブレード 200 は、超音波ホーン 324 (図 6 ~ 10 及び 16) に、ねじ止めによりないしは別の方法により取り付けられるように構成された導波管又は近位端部を有し得る。ブレード 200 の遠位端部 700 は、上部に形成された、湾曲した先端部 702 を有し得る。湾曲した先端部 702 は、各横方向側部 705 上に形成された切断縁部 706 を有する弓状頂部区分 704 を有し得る。切断縁部 706 は、共通の、実質的に尖った遠位端 708 で、遠位方向で終わってもよい。尖った遠位端 708 は比較的鈍くてもよく、又は尖った遠位端 708 は比較的鋭利な点を有してもよい。図 20 に見られるように、尖った遠位端 708 は、ブレードの中央軸 A - A を中心として内側に湾曲していてもよい。図 19 に示されるように、様々な実施形態において、切断縁部 706 は互いに交差せず、中央部分 707 によって分離されてもよい。図 20 に見られるように、ブレード 200 は導波管又は近位ブレード部分 712 から遠位方向に突出する、より細い首部 710 を有してもよい。ノード 714 は、首部 710 が近位部分 712 から突出する領域において形成され得る。

【0053】

図 17 に見られるように、外部シース 230 はまた、内部に形成されたウィンドー又は開口部 722 を有する遠位端部 720 を有し、ブレード 200 の遠位端部 700 を露出する。図 17 に更に見られるように、外部シース 230 は実質的に鈍い端部 724 を有する、中空の円筒を含み得る。様々な実施形態において、ウィンドー 722 は、シース 230 の円形の断面の半分にわたって延びる。このようなウィンドー構成は、鈍い端部 724 の周囲に延びる弓状棚部 725 を形成する。様々な実施形態において、外部シース 230 は例えば、ポリエーテルエーテルケトン (「PEEK」)、Ultem (登録商標) 又はステンレス鋼から作製され得る。ブレード 200 の遠位端部 700 の切断縁部 706 と、棚部 725 との間の金属管接触を防ぐため、ポリマーフェンダー 726 が、例えば接着剤又は T - スロットにより、棚部 724 の周囲に取り付けられてもよい。図 17 を参照されたい。726 は、例えば、Teflon (登録商標) 又は他のより低い若しくは「低摩擦」の材料から作製され得る。フェンダー 726 は、切断縁部 706 及び尖った遠位端 708 と締めりばめを生成するような大きさ、例えば、0.013 cm (0.005 インチ) であってもよい。

【0054】

使用中、ブレード 200 が、外部シース 230 内で中央軸 A - A を中心として回転され

、組織に導入され、上記のように、組織は、内部シース 220 (図 4) と外部シース 230 との間に適用される吸引の手段によって、ウィンドー 722 内に引かれる。ウィンドー 722 に引き込まれる組織はその後、切断縁部 706 がフェンダー 726 を超えて回転される際に切断され、切断された組織は、内部シース 220 と外部シース 230 との間を通過してもよく、吸引ポート 240 を通じて (図 4、6 ~ 10、及び 16)、回収容器 243 (図 4、6 ~ 10、及び 16) に出る。

【0055】

別の実施形態において、軸吸引経路 730 は、ブレード 200 の首部 710 を通じて提供され得る。図 20 を参照されたい。軸方向吸引経路 730 は、ノード 714 の領域内の横方向吸引経路 732 と連絡してもよい。したがって、切断された組織は経路 730、732 を通過し、内部シース 220 と外部シース 230 との間から出、吸引ポート 240 (図 4、6 ~ 10 及び 16) を通じて回収容器 243 (図 4、6 ~ 10 及び 16) に出る。図 21 は、別の実施形態を示し、2つの出口経路 734、736 は、軸方向経路 730 と連絡し、そこから角度を成して延びる。様々な実施形態において、出口経路 734、736 は、軸方向経路 730 から、例えば、45° など、角度 738 を成して延びてもよい。このような構成は、超音波活性化中の、インピーダンス及び電力損失を低減するように機能し得るが、これは外部シース 230 のウィンドー 722 を通じて引かれる水から他の方法により生じ得る。

【0056】

使用中、臨床医は、そこに超音波運動を適用することなく、外部シース 230 内のブレード 200 を回転させることを選択し得る。臨床医はまた、回転ブレードに超音波運動を適用することを選択してもよく、又は臨床医は停止 (非回転) ブレードに超音波運動を適用することを所望してもよく、ウィンドー 722 内に露出されるブレードの部分を使用して組織を凝固する。

【0057】

図 22 は、遠位方向に突出するノーズ区分 752 を含む遠位端部 750 を有する、外部シース 230 と関連する、ブレード 200 の使用を例示する。様々な実施形態において、ノーズ区分 752 は、弓状の幅「W」を有してもよく、これは外部シース 230 の遠位端部 750 の周辺部のおよそ 10 ~ 30 % を含む。ノーズ区分 752 は、シース 230 の遠位端部 750 の端部から遠位方向に、例えばおよそ 0.64 cm (0.25 インチ) であり得る長さ「L」だけ突出してもよい。別の実施形態において、低摩擦フェンダー又はガード (図示されない) が、必要に応じてノーズ区分 752 の側部 753 に適用され得る。これらの実施形態は、前の実施形態と同様の方法で動作し得る。しかしながら、この実施形態は、露出した先端部で組織を切断する能力を追加している。他の実施形態におけるように、臨床医は、超音波運動なしに、又は超音波運動により、ブレード 200 に前回転運動を適用し得る。別の代替的な使用方法において、露出した先端部 708 及び部分的に露出した切断縁部 706 は、ブレードが回転又は振動していないときに、組織を切断するために使用され得る。

【0058】

図 23 ~ 24 は、別の非限定的なブレード及び他のシース実施形態を例示する。この実施形態において、ブレード 200 は、上記のブレード構成の遠位端部 700 と実質的に同様の遠位端部 760 を有する。しかしながら、遠位ブレード部分 760 は、ブレード先端部 762 が中央軸 A-A と交差しないように、同じ度合いで内側に曲がらない。図 24 を参照されたい。図 23 に見られるように、外部シース 230 の遠位端部 720 のウィンドー 722' は、端部壁 725 から鈍い先端部 724 へと全距離を延ばさない。したがって、この実施形態において、鈍い先端部 724 は 90° 超、かつ 180° 未満 (すなわち、図 23 A の角度「A」は、90° 超かつ 180° 未満) だけ延びるノーズを含む。

【0059】

図 25 及び図 26 は、別の非限定的なブレードの実施形態を示す。この実施形態において、ブレード 200' は、ブレード 200、又は本明細書において記載される他のブレード

10

20

30

40

50

ドのいずれかと実質的に同様であり得る。この実施形態において遠位端 700' は、非平坦化した上面 705' を有する。このような非平坦化した表面 705' は、ブレード 200' の遠位端部 700' と組織との間のより高い摩擦力を生成し、組織を外部シース 230 (図 26) の遠位端部 720 のウィンドー 722' 内に引きこむ。より多くの組織をウィンドー 722' に引きこむことにより、ブレード 200' の前方切断縁部 706' が、組織をきれいに切断する可能性が高くなり得る。様々な実施形態において、例えば、非平坦化表面は、刻みつけにより形成されてもよく、又は上面は、ダイヤモンドなどの硬質材料でコーティングされてもよい。

【0060】

図 27 ~ 29 は、別の非限定的なブレード実施形態を例示する。この実施形態において、ブレード 200'' は、本明細書において記載されるブレード 200 と実質的に同様であり得る。この実施形態において、遠位端 700'' は、ブレード 200'' が外部シース 230 内で回転する際に、組織を引き、かつ切断するために、上面 705'' から外側に突出する、一連の半径方向に延びる切断歯 707 を有する。

【0061】

図 30、31 及び 32A ~ D は、別の非限定的なブレード及び外部シース実施形態を例示する。外部シース内で回転可能なブレードを利用する様々な器具の使用で、ブレードが内部で回転する際に組織がシースウィンドーから「排出」され得る、という状況が生じる。組織が十分に補足され、切断縁部の間に維持されないために、これは切断速度の低下に通じ得る。この実施形態のブレード 800 は、このような潜在的な欠点に対処する。

【0062】

図 30 に見られるように、ブレード 800 は、本明細書において記される差異を除き、ブレード 200 と実質的に同じであり得る。特に、ブレード 800 は、遠位端部 810 で終わる首部 803 を含み得る。遠位端部 810 は、若干湾曲した先端部 812 を有し得る。一連の歯 817 は、遠位端部 810 の少なくとも一方の横方向側部 813 又は 815 に提供され得る。図 32A ~ D に示される実施形態において、歯 817 及び 819 は、遠位端部 810 の横方向側部 813、815 上に形成される。遠位端部 810 は、若干ドーム状の頂部 821 を更に有する。図 30 ~ 32D に示される実施形態において、歯 817 は、その間に一連の弓状の開口部 823 を画定する、比較的鋭い点を含む。歯 819 はまた、その間に一連の弓状の開口部 825 を有する、比較的鋭い点を含む。図 30 に示されるように、軸方向吸引経路 805 は、ブレード 800 の首部 803 を通じて提供され得る。軸方向吸引経路 805 は、ノード 808 の領域内の横方向吸引経路 807 と連絡してもよい。したがって、上記の方法により、切断された組織は経路 805、807 を通過し、内部シース (図示されない) と外部シース 850 との間を出、吸引ポートを通じて回収容器へと出る。他の吸引経路構成もまた、良好に利用され得る。

【0063】

外部シース 850 は上記の外部シース 230 と実質的に同様であってもよく、これに取り付けられた遠位シース先端部 852 を有し、これは内部に形成されたウィンドー又は開口部 854 を有し、ブレード 800 の遠位端部 810 を露出する。図 31 を参照されたい。外部シース 850 は、例えば、ステンレス鋼から作製された中空の円筒を含み得る。様々な実施形態において、ウィンドー 854 は、シース 850 の円形断面のおよそ半分にあたる広がり、内部にブレード開口部 858 を形成する。遠位シース先端部 852 は、比較的鋭い切断縁部 860 がブレード開口部 858 の周囲に広がるように、例えばステンレス鋼などの金属から作製され得る。説明目的のため、鋭い切断縁部 860 は、第 1 横方向切断縁部 862、及び第 2 横方向切断縁部 864 を有する。

【0064】

図 32A ~ D は、外部シース 850 内のブレード 800 の順次の回転を例示する。最初に図 32A を見ると、ブレード 800 は、反時計回り「CCW」方向に回転するものとして示されている。図に示されるように、ブレード 800 の第 1 横方向側部 813 の切断歯 817 が、歯 817 と切断縁部 860 の第 1 横方向切断縁部 862 との間で組織 (図示さ

10

20

30

40

50

れない)を剪断するように位置付けられる。この位置にあるとき、歯 8 1 7 の間の弓状開口部 8 2 3 は、全体的に、ブレード 8 0 0 と遠位シース先端部 8 5 2 との間に第 1 横方向吸引経路 8 7 0 を形成するように露出され、吸引経路 8 0 5 (図 3 0)を通じて適用される吸引より、組織が内部に引かれることを可能にする。回転が順次続くと、ブレード 8 0 0 のドーム状態部分 8 2 1 が、組織が開口部 8 5 4 内に入るための吸引経路が露出しないように、遠位シース先端部 8 5 2 の開口部 8 5 4 を被覆する。ブレードが回転し続けると、図 3 2 C は、歯 8 1 9 の間の弓状開口部 8 2 5 は全体として、第 2 横方向切断縁部 8 6 4 とブレード 8 0 0 との間に、第 2 横方向吸引経路 8 7 2 を形成し、内部に組織が引き込まれるのを可能にすることを例示する。ブレード 8 0 0 が反時計回り方向に回転し続けると、第 3 吸引経路 8 7 4 が露出されて、組織が開口部 8 5 4 内に更に引き込まれることを可能にする。したがって、このような構成は、ブレード開口部 8 5 8 の一方の横方向側部から別の横方向側部への順次の開放を可能にし、より良好な組織切断を促進する。使用中、臨床医は、そこに超音波運動を適用することなく、外部シース 8 5 0 内のブレード 8 0 0 を回転させることを選択し得る。臨床医はまた、回転ブレードに超音波運動を適用することを選択してもよく、又は臨床医は停止(非回転)ブレードに超音波運動を適用することを所望してもよく、開口部 8 5 4 内に露出されるブレードの部分を使用して組織を凝固する。

【0065】

図 3 3 及び図 3 4 は、以下に記される差異を除いては、ブレード 2 0 0 と実質的に同じであり得る、別のブレード実施形態 8 8 0 を例示する。特に、ブレード 8 8 0 は、遠位組織切断部分 8 8 4 で終わる、導波管又は近位部分 8 8 2 を含み得る。ブレード 8 8 0 の近位端部 8 8 2 は、上記の様々な実施形態のいずれかの超音波ホーンにねじ止めによりないしは別の方法により取り付けられるように構成され得る。遠位組織切断部分 8 8 4 は、内部に形成される対向する弓状チャネル 8 8 6、8 8 8 を有し得る。第 1 弓状チャネル 8 8 6 は、第 1 切断縁部 8 9 0 を画定してもよく、第 2 弓状チャネル 8 8 8 は第 2 切断縁部 8 9 2 を画定してもよい。このブレード実施形態は、上記の外部シースのいずれかと関連して使用され得る。示される実施形態において、例えば、シース 2 3 0 と同様であり得る中空の外部シース 9 0 0 が利用され、丸い又は鈍いノーズ部分 9 0 2、及びウィンドー 9 0 4 を有する遠位シース先端部 9 0 1 を含む。中空の外部シース 9 0 0 は、例えば、ステンレス鋼から作製され得、遠位シース先端部 9 0 1 は例えば、ステンレス鋼などの金属から作製され得る。ウィンドー 9 0 4 は、上記の様々な方法により、ブレード 8 8 0 が外部シース 9 0 0 内で回転する際に、組織を剪断分離するように、ブレード 8 8 0 の切断縁部 8 9 0、8 9 2 と協調する、弓状切断縁部 9 0 6 を形成する。少なくとも一実施形態において、ブレード 8 8 0 の近位部分 8 8 2 は、中空の外部シース 9 0 0 に対し、例えば上記の方法によりそこに吸引が適用されるようにその間に隙間が提供されるような大きさであってもよい。図 3 4 に見られるように、ブレード 8 8 0 が(矢印「R」によって表される)弓状チャネル 8 8 6 を回転させると、8 8 6 はブレード 8 8 0 の遠位端 8 8 4 と、遠位シース先端部 9 0 1 の壁部との間に開口部 8 9 4、8 9 6 を画定し、外部シース 9 0 0 の内壁とブレード 8 0 0 の首部 8 8 2 との間の領域に適用される吸引(矢印「S」によって表される)によって組織が内部に引き込まれることを可能にする。ブレード 8 8 0 は、時計回り若しくは反時計回りに回転してもよく、又はこのような回転方向の間で選択的に振動してもよく、かつ依然として内部に引きこまれた組織を効果的に切断する。図 3 4 A は、例えば、各切断縁部 8 9 0'、8 9 2' に形成された一連の鋸歯状切断歯 9 0 5' を有するステンレス鋼などの、金属材料から作製される、別のシース先端部実施形態 9 0 1' を表す。

【0066】

図 3 5 は、以下に記される差異を除いては、ブレード 2 0 0 と実質的に同じであり得る、別のブレード実施形態 9 1 0 を表す。特に、ブレード 9 1 0 は、遠位組織切断部分 9 1 4 で終わる、導波管又は近位部分 9 1 2 を含み得る。ブレード 9 1 0 の近位端部 9 1 2 は、上記の様々な実施形態のいずれかの超音波ホーンにねじ止めによりないしは別の方法に

10

20

30

40

50

より取り付けられるように構成され得る。遠位組織切断部分 9 1 4 は内部に形成された対向するチャンネル 9 1 6 を有してもよく、これらは協調して第 1 切断縁部 9 2 0 及び第 2 切断縁部 9 2 2 を画定する。このブレード実施形態は、上記の様々な外部シース構成のいずれかに関連して使用され得、組織切断の目的のために、単一の方法「R」のみに回転するように設計される。上記の実施形態におけるように、弓状チャンネル 9 1 6 はブレード 9 1 0 の組織切断部分 9 1 4 と、遠位シース先端部の内壁との間に開口部を画定し、近位部分 9 1 2 と外部シースの内壁との間に領域に吸引が適用される際に、組織が内部に引き込まれることを可能にする。

【 0 0 6 7 】

図 3 6 は、別の外科用器具 2 0 0 0 を例示し、上記の様々な実施形態を記載するために先に使用された同様の番号が、同様の構成要素を指定するために使用される。これらの実施形態において、外科用器具 2 0 0 0 は、超音波ホーン 3 2 4 に取り付けられた超音波変換器アセンブリ 3 1 4 を収容するハウジング 3 0 2 を含む。この実施形態において、超音波変換器アセンブリ 3 1 4、及び超音波ホーン 3 2 4 は、既知の方法によりハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持されてもよい。導体 1 5 1、1 5 2 により、超音波発生器 1 2 から超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に電気制御信号が供給されてもよい。超音波発生器 1 2 を起動すると、超音波発生器アセンブリ 3 1 4 が超音波ホーン 3 2 4 に超音波運動を適用する。この実施形態において、中空の外部シース 2 0 1 0 は、ホーンから超音波運動を受けるために、超音波ホーン 3 2 4 に連結される。例えば、様々な実施形態において、外部シース 2 0 1 0 は、ねじによる接続又は他の好適な締結構成により、超音波ホーン 3 2 4 に連結され得る。

【 0 0 6 8 】

この実施形態は、外部シース 2 0 1 0 内に回転可能に支持され、ハウジング 3 0 2 内に支持されるモータ 5 1 0 に連結される、回転可能なブレード 2 0 2 0 を含む。モータ 5 1 0 は例えば、上記の種類及び構成のステッピングモータを含み得る。モータ 5 1 0 は、これに関連するエンコーダを有してもよく、これは上記のように、制御モジュール 2 4 (図 1) と通信する。ブレード 2 0 2 0 は、中空の遠位部分 2 0 2 2、及び中実の近位部分 2 0 2 4 を有し得る。図 3 6 A を参照されたい。中実の近位部分 2 0 2 4 は、ねじにより、ないしは別の好適な接続により、モータ駆動シャフト 5 2 0 に取り付けられてもよい。モータ駆動シャフト 5 2 0 は、近位ベアリング 3 4 2 によってハウジング 3 0 2 内に回転可能に支持され得る。制御信号がモータ 5 1 0 に供給されるとき、駆動シャフト 5 2 0 が軸 A - A を中心に回転し、これによりブレード 2 0 2 0 が外部シース 2 0 1 0 内で軸 A - A を中心に回転する。

【 0 0 6 9 】

図 3 6 A に更に見られるように、中空の外部シース 2 0 1 0 は内部に吸引部 2 4 0 を有する中空のノーズピース 1 6 0 内に支持される。可撓性管 2 4 2 は、吸引ポート 2 4 0 と取り付けられて、一般的に 2 4 4 として示される吸引源に連結された回収容器 2 4 3 と連絡してもよい。中空のシース 2 0 1 0 は、図 3 6 A に示される吸引ポート 2 4 0 の各側に配置され、その間に流体密封止を形成するように機能する、近位封止部 2 0 1 3 及び遠位封止部 2 0 1 5 によって、ノーズピース 1 6 0 内に支持され得る。中空のシース 2 0 1 0 は、近位封止部 2 0 1 3 と遠位封止部 2 0 1 5 との間の吸引ポート 2 4 0 と位置合わせされる、少なくとも 1 つの近位シース開口部 2 0 1 4 を備える。加えて、ブレード 2 0 2 0 の中空の遠位部分 2 0 2 2 は、少なくとも近位ブレード封止部 2 0 2 5 及び遠位ブレード封止部 2 0 2 7 により、中空のシース 2 0 1 0 内に回転可能に支持される。少なくとも 1 つのブレード排出ポート 2 0 2 8 は、少なくとも 1 つの近位シース開口部 2 0 1 4 へと排出するため、近位ブレード封止部 2 0 2 5 と遠位ブレード封止部 2 0 2 7 との間の、ブレード 2 0 2 0 の中空部分 2 0 2 2 を通じて提供されてもよい。

【 0 0 7 0 】

様々な実施形態において、中空の外部シースの遠位端部 2 0 1 1 は閉じられて、ブレード 2 0 2 0 の遠位組織切断部 2 0 2 5 を露出するために、少なくとも 1 つの開口部又はウ

10

20

30

40

50

ィンドー 2012 を備える。少なくとも一実施形態において、ウィンドー 2012 は、細長いスロットを含み、遠位組織切断部分はまた、ブレード 2020 内に細長いスロット 2026 を含む（図 37 及び図 38）。したがって、吸引源 244 から、ポート 240、近位シース開口部 2014 及びブレード排出ポート 2028 を通じて、ブレード 2020 の中空部分に吸引が適用される。遠位開口部 2026、2012 が一致すると、図 38 に示されるように、組織「T」がブレード 2020 の中空遠位部分 2022 内に引きこまれ得る。組織「T」の切断された部分は、ブレード 2020 の中空の遠位部分 2022 を通過し、開口部 2028、2014 を出て、回収容器 243 に入ってもよい。

【0071】

使用中、臨床医は回転ブレード 2020 を起動して、組織を切断及び排出してもよい。出血血管に遭遇すると、臨床医は超音波変換器アセンブリ 314 を起動して、止血目的のために、外部シース 2010 に超音波運動を送達する。例えば、脊髄固定手術は、様々な疾患状態により、円盤物質の除去を必要とする。多くの場合において、この物質は硬化しており、円盤を分解してその破片を取り除くために、従来の機器により、かなりの力を必要とする。一度円盤材料が除去されると、プレートとケージの融合を促進するために、新しい表面を露出させるため、端部プレートが削られなくてはならない。プレートはまた、使用される種類のケージとの良好なフィットを提供するような形状でなくてはならない。従来の器具は一般的に、医師による、重要な構造に非常に近いところでの、大きな力を必要とする。他の実施形態において、モータは超音波変換器アセンブリを回転させるために連結されてもよく、ブレードは上記のように超音波変換器アセンブリに取り付けられてもよく、それによってブレードが回転し、そこに超音波運動が適用され得る。

【0072】

上記の外科用器具 2000 の使用は、図 39 及び図 40 に示されるように、椎間板切除を行う際に、特に有利であり得る。これらの図に見られるように、外部シース 2010 が円盤「D」に挿入され得る。回転ブレード 2020 は、円盤の小さな断片を削り、これらを吸い出すために使用され得る。これらの構成は、外科用ツールを繰り返し挿入／除去する必要性を排除する。装置は、椎骨端部プレートを準備するために利用され得る。図 41 ~ 45 に表される実施形態において、回転可能な切断ブレード 2020 は、遠位開口部 2026 の少なくとも一方の側部に形成される一連の鋸歯状の歯 2021 を有し、開口部 2012 を通じて外部シース 2010 に引きこまれた組織の切断を更に補助する。またこの実施形態において、格納式安全シールド 2040 が外部シース 2010 状に可動に取り付けられ、外部シース 2010 の開口部 2012 を実質的に被覆する閉鎖位置から、開口部 2012（図 43 及び図 44）を露出する開放位置へと選択的に可動である。このような構成は、重要な神経及び他の重要な組織の付近での外部シース 2010 の挿入及び除去の間に、ブレード 2020 の歯 2021 を被覆する。外部シース 2010 の安全シース 2040 の移動を促進するため、親指制御タブ 2042（図 41 及び図 45）が安全シース 2040 の近位端状に形成されて、臨床医がそこに摺動駆動力を適用することを可能にしてもよい。加えて、様々な実施形態において、保持突出部 2044 が安全シース 2040 上に形成されて、外部シース 2010 に提供される少なくとも 1 つの窪み又は溝 2046 と係合し、安全シース 2040 を、対応する開放又は閉鎖位置に維持する。例えば、1 つの窪み又は溝 2046 は、閉鎖位置に対応してもよく（安全シース 2040 は開口部 2012 を含む）、別の窪み又は溝 2046' は部分的に開放した位置に対応してもよく（開口部 2012 の一部が露出している）、別の窪み又は溝 2046'' は完全に開いた位置に対応し得る（開口部 2012 は完全に露出する）。

【0073】

図 46 ~ 図 51 は、ほぼ直線的な遠位組織切断部分 942 を有するブレード 940 を例示する。このようなブレード構成は、ブレード 940 が水性環境で使用される際に、このような環境で使用される際の様々な他のブレード構成のインピーダンス及び電力要件と比較して、潜在的なインピーダンスの低減及び電力増加を生じ得る。すなわち、このような比較的より直線的なブレード設計は、水性環境での動作のためにより少ない電力を必要し

10

20

30

40

50

得る。ケーブル 940 は、丸い又は鈍い遠位端 944、及び溝部 946 を有してもよく、これは上記のようにブレード 940 が外部シース 230 と共に使用される際に、組織を切断するための切断縁部 947、948 を形成する。溝部は、例えば、2.54 cm (1 インチ) の長さ「L」を有し得る。ブレード 942 は、上記の種類及び構成の吸引経路 730 を有してもよい。図 47 に示されるように、上記の種類及び構成の低摩擦フェンダー又はパッド 726 が、外部シース 230 の露出された遠位端部 720 の周囲で利用されてもよい。図 48 ~ 51 は、異なる形状の溝部 946 が利用される、ブレード 940 の別の断面形状を示す。

【0074】

図 52 ~ 55 は、別の非限定的なブレード及びシースの実施形態を示す。この実施形態は、任意の締結方法又は接続構成により、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 950 を利用する。図 55 に見られるように、外部シース 950 は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分 952、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部 954 を有する。一実施形態において、例えば、矩形のウィンドー 954 は中空の外部シース 950 の周辺部のおよそ 1/4 の幅「W」、及びおよそ 0.64 cm (0.25 インチ) の長さを有する。シース 950 は、例えばステンレス鋼等から製作されてもよい。

【0075】

この実施形態はまた、上記の又は他の外科用器具の実施形態のいずれかと関連して使用され得る、ブレード 960 を利用する。例えば、ブレードの導波管又は近位部分は、ねじによる、ないしは別の接続による、器具の超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成されてもよい。図 52 ~ 54 に見られるように、ブレード 960 は、上部に形成された半径方向に対向する尖った切断縁部 962 の対を有し、これらは、外部シース 950 のウィンドー 954 内に引き込まれる組織「T」を切断するように機能する、様々な実施形態において、ブレード 960 は、例えばチタンから作製されてもよく、外部シース 950 に対し、外部シース 950 の内壁 951 と、半径方向に対向する尖った切断縁部 962 の先端部との間に隙間「C」が提供されるような、大きさである。図 54 を参照されたい。この実施形態において、例えば、隙間「C」は、およそ 0.0025 インチ (0.001 インチ) であり得る。この実施形態において、ブレード 960 は、例えば、チタンから作製されてもよく、平坦な遠位端 964 を有する。使用中、上記の様々な方法のいずれかにより、全体的な回転運動がブレード 960 に適用され、中空の外部シース 950 内に吸引が適用される場合、組織「T」はウィンドー 954 を通じて引きこまれ、ブレード 960 と外部シース 950 の内壁 951 との間に補足される。以下でより詳細に記載されるように、この動作は、例えば装置が水生環境で使用される際に、組織「T」を、切断するために十分に長く分離する。いくつかの実施形態において、切断縁部 962 は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断縁部 962 は鋸歯状ではない。

【0076】

図 57 は、別の非限定的なブレード及びシース実施形態を示す。この実施形態は、上記の様々な器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 970 を利用する。図 56 に示されるように、外部シース 970 は丸い又は鈍いノーズ部分 972、及び細長いウィンドー又は開口部 974 を有し、この開口部はノーズ部分 972 のブレードアクセスホール 976、及び 2 つの半径方向に対向する横方向ウィンドー部分 978 を形成する。一実施形態において、例えば、外部シース 970 の外径はおよそ 0.399 インチ (0.157 インチ) であり、ブレードアクセス孔 976 の直径はおよそ 0.318 インチ (0.125 インチ) であり得る。横方向ウィンドー部分 978 はそれぞれ、およそ 0.23 cm (0.90 インチ) の幅「W」、及びおよそ 0.64 インチ (0.25 インチ) の長さ「L」を有し得る。他のウィンドーの大きさ/構成が利用され得る。シース 970 は、例えばステンレス鋼等から作製されてもよい。

【0077】

この実施形態はまた、ねじにより、ないしは別の好適な接続により、上記の様々な外科

10

20

30

40

50

用器具実施形態のいずれかの超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成された、導波管又は近位端部を有する、ブレード 980 を利用する。様々な実施形態において、ブレード 980 は、上記のブレード 960（半径方向に対向する尖った切断縁部 982 を備える）と実質的に同じであり得るが、ただし、ブレード 980 は、外部シース 970 のブレードアクセス孔 976 を通じて突出する丸い／実質的に鈍い遠位先端部 984 を有する。図 57 を参照されたい。様々な実施形態において、ブレード 980 は、例えばチタンから作製されてもよく、外部シース 970 に対し、外部シース 970 の内壁 971 と、半径方向に対向する尖った切断縁部 962 の先端部との間に隙間「C」が提供されるような、大きさである。いくつかの実施形態において、例えば、隙間は、およそ 0.0025 インチ（0.001 インチ）であり得る。使用中、上記の様々な方法のいずれかにより、全体的な回転運動がブレード 980 に適用され、中空の外部シース 970 内に吸引が適用される場合、組織「T」はウィンドー部分 978 を通じて引きこまれ、ブレード 980 と外部シース 970 の内壁 971 との間に補足される。以下でより詳細に記載されるように、この動作は、例えば装置が水生環境で使用される際に、組織を、切断するために十分に長く分離する。また、この実施形態において、ブレード 980 が超音波により駆動されているとき、臨床医は、繊維性組織のスポット焼灼、又はスポット凝固の目的のために、露出された遠位先端部 984 を使用することができる。いくつかの実施形態において、切断縁部 982 は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断縁部 982 は鋸歯状ではない。

【0078】

図 59 は、別の非限定的なブレード及びシース実施形態を示す。この実施形態は、任意の締結方法又は接続構成により、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 990 を利用する。図 58 に見られるように、外部シース 990 は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分 992、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部 994 を有する。一実施形態において、例えば、矩形のウィンドー 994 がおよそ 0.254 cm（0.100 インチ）の幅「W」、及びおよそ 0.64 cm（0.25 インチ）の長さを有する。シース 990 は、例えば、それとの接触からブレード 1000 の加熱を生じない、ポリアミド又は同様の材料から作製され得る。ウィンドー 994 は、鋭い縁部 995、997 により画定され得る。図 60 に見られるように、縁部 995、997 は、その間に角「B」を提供され得る。いくつかの実施形態において「B」は、およそ 110°であり得る。

【0079】

これらの実施形態はまた、ねじによりないしは別の好適な接続構成により、上記の外科用器具又は他のもののいずれかの超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成された導波管又は近位部分を有する、ブレード 1000 を利用する。図 59 に見られるように、ブレード 1000 は上部に形成された半径方向に対向する鋭い切断部分 1002 の対を有してもよく、これは外部シース 990 のウィンドー 994 に引きこまれた組織を切断するように機能する。様々な実施形態において、ブレード 1000 は、例えば、チタンから作製され得る。ブレード 1000 の切断部分 1002 は、上部に形成された鋭い切断角部 1003 を有し得る。いくつかの実施形態において、切断角部 1003 は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断角部 1003 は鋸歯状ではない。切断部 1002 は、外部シース 990 に対し、ブレード 1000 が外部シース 990 内で前後に回転又は振動する際、切断角部 1003 とウィンドー開口部 994 の鋭い縁部 995、996 との間に組織剪断動作を形成するような、大きさであり得る。ブレード 1000 は外部シース 990 に対し、その間に滑り嵌めを生じるような大きさであり得、これは別の方法により組織がこれらの 2 つの構成要素間に捕われることを防ぐ。ブレード 990 は、前後に回転する（矢印「D」）に回転するか、又は単一方向に回転することができ（矢印「E」）、所望により、上記のように超音波により起動することもできる。図 59 を参照されたい。使用中、上記の様々な方法のいずれかにより、全体的な回転運動がブレード 1000 に適用され、中空の外部シース 990 内に吸引が適用される場合、組織「T」はウィンド

ー 9 9 4 を通じて引きこまれ、ブレード 1 0 0 0 と外部シース 9 9 0 の内壁 9 9 9 との間に補足される。以下でより詳細に記載されるように、この動作は、例えば装置が水生環境で使用される際に、組織を、切断するために十分に長く分離する。

【 0 0 8 0 】

図 6 2 は、別の非限定的なブレード及びシース実施形態を示す。この実施形態は、任意の締結方法又は接続構成により、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 1 0 1 0 を利用する。図 6 1 に示されるように、外部シース 1 0 1 0 は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分 1 0 1 2、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部 1 0 1 4 を有し得る。一実施形態において、例えば、ウィンドー 1 0 1 4 は、第 1 の圧印又は押圧された縁部 1 0 1 6、及び第 2 の押印又は押圧された縁部 1 0 1 8 を有し、およそ 0 . 2 5 4 c m (0 . 1 0 0 インチ) 幅「W」を有し得る開口部 1 0 1 9 を画定する。ウィンドー 1 0 1 4 は、およそ 0 . 6 4 c m (0 . 2 5 インチ) の長さを有し得る。シース 1 0 1 0 は、例えばステンレス鋼等から製作されてもよい。

【 0 0 8 1 】

これらの実施形態はまた、ねじによりないしは別の好適な接続により、上記の外科用器具又は他のもののいずれかの超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成された導波管又は近位部分を有する、ブレード 1 0 2 0 を利用する。図 6 2 に見られるように、ケーブル 1 0 2 0 は、上部に形成された、一对の半径方向に対向する鋭い切断部 1 0 2 2、1 0 2 4 を有し得る。ブレード 1 0 2 0 は例えば、チタンから作製されてもよく、各切断部分 1 0 2 2、1 0 2 4 上に形成された相対的な鋭い切断角部 1 0 2 5 を有する。いくつかの実施形態において、切断角部 1 0 2 5 は鋸歯状である。他の実施形態において切断角部 1 0 2 5 は鋸歯状ではない。切断部 1 0 2 2、1 0 2 4 は、外部シース 1 0 1 0 に対し、ブレード 1 0 2 0 が外部シース 1 0 1 0 内で回転又は振動する際に、押圧された縁部 1 0 1 6、1 0 1 8 と切断角部 1 0 2 5 との間に組織剪断動作を形成するような、大きさであり得る。このような構成は組織の切り取り効果を促進することによって、ブレードと外部シースとの間の接触の問題を低減するように、比較的小さい局部領域を形成する。使用中、上記の様々な方法のいずれかにより、全体的な回転運動がブレード 1 0 2 0 に適用され、中空の外部シース 1 0 1 0 内に吸引が適用される場合、組織は開口部 1 0 1 9 を通じて引きこまれ、ブレード 1 0 2 0 と外部シース 1 0 1 0 の内壁 1 0 1 1 との間に補足される。以下でより詳細に記載されるように、この動作は、例えば装置が水生環境で使用される際に、組織を、切断するために十分に長く分離する。

【 0 0 8 2 】

図 6 4 は、別の非限定的なブレード及びシース実施形態を示す。この実施形態は、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 1 0 3 0 を利用する。図 6 3 に示されるように、外部シース 1 0 3 0 は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分 1 0 3 2、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部 1 0 3 4 を有し得る。この実施形態は、一对の鋭い切断挿入部 1 0 3 6、1 0 3 8 を更に含み得る。切断挿入部 1 0 3 6、1 0 3 8 は、例えば、硬化ステンレス鋼から作製されてもよく、例えば溶接によって中空のシース 1 0 3 0 内に取り付けられてもよい。ウィンドー 1 0 3 4 がおよそ 0 . 2 5 4 c m (0 . 1 0 0 インチ) の幅「W」、及びおよそ 0 . 6 4 c m (0 . 2 5 インチ) の長さを有する。シース 1 0 3 0 は、例えばステンレス鋼等から製作されてもよい。

【 0 0 8 3 】

これらの実施形態はまた、ねじによりないしは別の好適な接続により、本明細書において記載される外科用器具又は他のもののいずれかの超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成された導波管又は近位部分を有する、ブレード 1 0 4 0 を利用する。図 6 4 に見られるように、ブレード 1 0 4 0 は、上部に形成された一对の半径方向に対向する切断部 1 0 4 2 を有し、これは比較的鋭い切断角部 1 0 4 3 を有する。いくつかの実施形態において、切断角部 1 0 4 3 は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切

断角部 1 0 4 3 は鋸歯状ではない。様々な実施形態において、ブレード 1 0 4 0 は例えばチタンから作製されてもよく、切断挿入部 1 0 3 6、1 0 3 8 に対して、ブレード 1 0 2 0 が中空の外部シース 1 0 3 0 内で回転又は振動する際に、鋭い切断角部 1 0 4 3 と切断部 1 0 4 2 との間に組織剪断動作を形成するような、大きさであり得る。動作中にブレード 1 0 4 0 に隙間を提供するために、ブレード 1 0 2 0 の外径は、外部シース 1 0 3 0 の内径よりも小さい。ブレード 1 0 4 0 の切断部 1 0 4 2 と、ウィンドー開口部 1 0 3 4 に沿った挿入部 1 0 3 6、1 0 3 8 との間のみ接触が生じ、組織が吸引により引き込まれる。

【 0 0 8 4 】

図 6 6 は、別の非限定的なブレード及びシース実施形態を示す。この実施形態は、任意の締結方法又は接続構成により、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 1 1 1 0 を利用する。図 6 5 に示されるように、外部シース 1 1 1 0 は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分 1 1 1 2、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部 1 1 1 4 を有し得る。この実施形態において、ウィンドー 1 1 1 4 の横方向縁部 1 1 1 6、1 1 1 8 は、内側に圧印又は押圧されている。ウィンドー 1 0 1 4 がおよそ 0 . 2 5 4 c m (0 . 1 0 インチ) の幅「W」、及びおよそ 0 . 6 4 c m (0 . 2 5 インチ) の長さを有する。

【 0 0 8 5 】

これらの実施形態はまた、ねじによりないしは別の好適な接続構成により、上記の外科用器具実施形態又は他のもののいずれかの超音波ホーン又はモータ駆動シャフトへの取り付けのために構成された導波管又は近位部分を有する、ブレード 1 1 2 0 を利用する。図 6 6 に見られるように、ブレード 1 1 2 0 は、上部に形成された一对の半径方向に対向する切断部 1 1 2 2 を有し、これは比較的鋭い切断角部 1 0 2 3 を有する。いくつかの実施形態において、切断角部 1 0 2 3 は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断角部 1 0 2 3 は鋸歯状ではない。様々な実施形態において、ブレード 1 0 2 0 は例えばチタンから作製されてもよく、押圧縁部 1 1 1 6、1 1 1 8 に対して、ブレード 1 1 2 0 が回転又は振動する際に、鋭い切断角部 1 0 2 3 と切断部 1 1 2 2 との間に組織剪断動作を形成するような、大きさであり得る。このような構成は、ブレード 1 1 2 0 の切断部 1 1 2 2 と、シース 1 1 1 0 の内壁 1 1 1 1 との間により大きな隙間 C 1 を画定する。横方向縁部 1 1 1 6、1 1 1 8 と切断部 1 1 2 2 との間の組織剪断動作を形成するため、C 1 よりも小さい隙間 C 2 が提供される。

【 0 0 8 6 】

図 6 7 ~ 6 9 は、別の非限定的なブレード及びシースの実施形態を示す。この実施形態は、上記の外科用器具のいずれかのノーズピース又は超音波変換器アセンブリに取り付けられ得る、中空の外部シース 1 2 1 0 を利用する。中空の外部シース 1 2 1 0 は、遠位ノーズ部分 1 2 1 2 を有し、これは上方開口部 1 2 1 4 及び下方開口部 1 2 1 5 を含み、これらは、弓状横方向側部 1 2 1 6、1 2 1 8 を画定するように機能する。遠位ノーズ部分 1 2 1 2 は、閉鎖端部 1 2 1 9 を更に有してもよく、これは横方向側部 1 2 1 6、1 2 1 8 の間に延びる。

【 0 0 8 7 】

この実施形態はブレード 1 2 2 0 を更に含み、これは上記の外科用器具のいずれかの超音波変換器アセンブリに取り付けられるように構成された導波管又は近位端部を有する。ブレード 1 2 2 0 は遠位端部 1 2 2 1 を更に有し、これは空洞 1 2 2 2 を有し、これは、中空のシース 1 2 1 0 の弓状横方向側部 1 2 1 6、1 2 1 8 の上に延びる、一对の弓状切断部 1 2 2 4、1 2 2 6 を画定するように機能する。鋸歯状の歯 1 2 2 7 を切断部 1 2 2 4、1 2 2 6 の一方若しくは両方が有するか、又はいずれも有さない場合がある。図 6 7 に示される実施形態において、空洞 1 2 2 2 は、平坦な底部「C」におよそ類似した、断面形状を有する。しかしながら、空洞 1 2 2 2 は、他の断面形状を有し得る。少なくとも 1 つの吸引経路 1 2 3 0 が、示されるようにブレード 1 2 2 0 を通じて提供され得る。吸引経路は、吸引源と連通し得る（図示されない）。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

様々な実施形態において、ブレード 1 2 2 0 は、例えば、チタンから作製されてもよく、中空のシース 1 2 1 0 の遠位ノーズ部分 1 2 1 2 に対して、ブレード 1 2 2 0 の底部 1 2 3 2 が、ノーズ部分 1 2 1 2 の横方向側部 1 2 1 6、1 2 1 8 を超えて下方に延びるような、大きさである。同様に、弓状側部 1 2 2 4、1 2 2 6 の切断縁部は、図 6 7 に示されるように、横方向側部 1 2 1 6、1 2 1 8 を超えて延びる。組織を凝固するために、ブレード 1 2 2 0 の露出される底部 1 2 3 2 が使用される一方で、組織を切断及び切除するために切断縁部 1 2 2 4、1 2 2 6 が使用され得る。

【 0 0 8 9 】

図 7 0 に示されるように、中空のシース 1 2 1 0 の近位端 1 2 1 1 は、ハンドルハウジング 1 2 4 0 から突出する。上記のように、ハンドルハウジング 1 2 4 0 は、超音波変換器アセンブリ、モータ、及びスリップリングアセンブリを収容し、制御システム 1 0 に連結される。ハンドルハウジング 1 2 4 0 は選択スイッチ 1 2 4 1 を含んでもよく、これは臨床医が、第 1 の「超音波」モード 1 2 4 2、第 2 の「シェーバー」モード 1 2 4 4、及び第 3 の「注入」モード 1 2 4 6 の間で選択することを可能にする。変換機構 1 2 4 1 は、制御システム 1 0 と通信し、ブレード 1 2 2 0 を所望の回転方向に自動的に向ける。例えば、装置 1 2 0 0 を超音波モード 1 2 4 2 で利用するために、臨床医は選択スイッチ 1 2 4 1 を超音波モード位置 1 2 4 2 に切り替える（図 7 1 において動作 1 2 5 0 として示される）。第 1 超音波構成 1 2 4 2 にあるとき、モータはブレード 1 2 2 0 を図 6 7 及び図 6 8 に示される位置まで回転させ（図 7 1 において動作 1 2 5 2 として示される）、その後、この位置においてこれを停止させて、中空のシース 1 2 1 0 を通じてブレード 1 2 2 0 の底部 1 2 3 2 を露出する（図 7 1 において動作 1 2 5 4 として示される）。この位置にあるとき、超音波変換器アセンブリが起動されて、止血を達成するために、底部 1 2 3 2 が使用されることを可能にする（図 7 1 において動作 1 2 5 7 として示される）。より具体的に、超音波モード 1 2 4 2 にあるときに、臨床医は出血している組織に対して底部 1 2 3 2 を向け、その後ブレード 1 2 2 0 の露出部分 1 2 3 2 によって、組織に強い圧力を適用してもよい（図 7 1 において動作 1 2 5 6 として示される）。臨床医はその後、超音波変換器アセンブリを起動して止血を達成する（図 7 1 において動作 1 2 5 8 として示される）。別の実施形態において、装置 1 2 0 0 は上記のように、一連のスイッチ/ボタンを備えてもよく、これは 1 つのスイッチの起動で回転を開始できるように、制御システムと通信する。別のスイッチの起動が回転振動を開始してもよく、別のスイッチの起動が制御システムと協調してブレードを超音波位置に回転させてこれを停止し、その後超音波変換器アセンブリを起動してもよく、更に他の実施形態において、超音波変換器アセンブリは更に別の別個のスイッチによって起動され得る。このような代替的な構成の全てが、本明細書において開示される様々な非限定的な実施形態及びこれらの対応する等価の構造の範囲内である。

【 0 0 9 0 】

図 7 2 は、シェーバーモード 1 2 4 4 にある際の、装置 1 2 0 0 の使用を例示する。特に、選択スイッチ 1 2 4 1 が、シェーバー位置 1 2 4 2 に移動される（図 7 2 において動作 1 2 6 0 として示される）。この位置にあるとき、モータが、中空の外部シース 1 2 1 0 内でブレード 1 2 2 0 を連続的に回転させる（図 7 2 において動作 1 2 6 2 として示される）。他の実施形態において、モータは外部シース 1 2 1 0 内でブレード 1 2 2 0 を前後に回転振動させてもよく、又は他の実施形態においては、選択スイッチは、回転振動が開始される更に別の位置へと可動であってもよい。いずれの場合においても、臨床医はその後組織を回転又は振動ブレード（1 2 2 0）と接触させ、それによって組織は削られて、吸引経路 1 2 3 0 を通じて排出されてもよい（図 7 2 において動作 1 2 6 4 として示される）。

【 0 0 9 1 】

図 7 3 は、注入モード 1 2 4 6 にある際の装置 1 2 0 0 の使用を例示する。特に、選択スイッチ 1 2 4 1 が、注入位置 1 2 4 6 に移動される（図 7 3 において動作 1 2 7 0 とし

10

20

30

40

50

て示される)。この位置において、ブレード1220は停止位置に維持される(図73において動作1272として示される)。臨床医はその後、ブレードを所望の位置に向けてもよく、その後所望の薬剤を注入する(図73において動作1274として示される)。注入され得る薬剤の一形態としては例えば、商標名「Carticel」として販売される、細胞生成薬が含まれ得る。しかしながら、他の薬及び薬剤も利用され得る。注入動作は、薬剤が隣接する部位に有利に適用されることを可能にするため、ブレード1220を通じて延びる薬剤経路1284が外部シース1210を通じて露出するように、ブレード1220を外部シース1210内の位置に向けてることによって達成され得る。薬剤はその後、薬剤源1282と連通するポンプ1280を起動することによって注入され得る。図70を参照されたい。様々な実施形態において、装置1200は、ポンプ1280と連通する注入トリガー1249を有してもよく、それによって注入トリガー1249の起動によりポンプ1280が、経路1284を通じて薬剤を放出する(図68)。別の実施形態において、薬剤は例えば、注射器によって、ブレード1220内の薬剤経路1284と連通するポート(図示されない)に手動で注入され得る。

【0092】

図74~77は、別の非限定的な外科用器具の実施形態1300を示す。装置1300は、上記のハンドピース装置300、400、500のいずれか1つを含み得る。例えば、装置1300は、下記の差異を組み込むハンドピース300を含み得る。ハンドピース300はブレード200を含み、これは導波管又は近位端部を有し、これは超音波変換器アセンブリに連結され、これは起動された際に、ブレード200に超音波運動を適用する。ブレード200はまた、上記のように、ハンドピース300内に收容されるモータ構成によって回転させられ得る。ブレード200は、内部シース1320を通じて延びてもよく、これはハンドピース300から突出する。ブレード200は、内部シース1320内で自由に、選択的に振動及び回転することができる。1つ以上の封止部材1322が、ブレード200と内部シース1320との間に提供されて、流体及び組織が、内部シース1320とブレード200との間に進入することを防ぎ得る。封止部材1322は、例えば、silasticシリコンなどから作製され得る。

【0093】

装置1300は外部シース1330を更に含んでもよく、これは内部シース1320の上に可動に受容される。外部シース1330は、内部シース1320に対し、吸引管1350が内部シース1320の一部と外部シース1330の一部との間に延び得るような、大きさであり得る。吸引管1350は、一般的に1352として示される、吸引源と連通し得る。図74を参照されたい。図74~77に見られるように、外部シース1330は、外部シース1330の遠位端部1331から遠位方向に突出する、スイングアーム部1332を含み得る。スイングアーム1332は、比較的直線的であってもよく(図75)、又はこれは僅かに湾曲した遠位端1334を有してもよい(図76)。図76に見られるように、遠位端1334は、上部に鋭い切断表面1336を有してもよい。また図74~76に見られるように、いくつかの実施形態において、ブレード200は、上部に形成される一对の横方向切断縁部1362を有する、湾曲したブレード先端部1360を有してもよい。他の実施形態において、ブレード先端部1360は直線的であり得る。いくつかの実施形態において、ブレード200は、上記の様々な方法により回転し得る。他の実施形態において、ブレード200は回転しないことがある。このような実施形態において、例えば、臨床医はブレードを回転させないように、モータを起動しないことを選択してもよく、又はハンドピースは、ブレードを回転させるためのモータを含まないハンドピースを含み得る。

【0094】

使用中、スイングアーム部分1332は、ブレード200の遠位端1360の部分を被覆し得る。使用の様式において、外部シース1330は、図74に示されるように、スイングアーム部1332がブレード200の裏側を被覆するような位置に維持される。このような構成は湾曲したブレード先端部1360を露出したままにする。このような位置

10

20

30

40

50

にあるとき、例えば、湾曲したブレード先端部 1 3 6 0 は、メニスカスなどの組織を切除するために利用され得る。動作の第 2 様式において、スイングアーム部 1 3 3 2 が動いている。

【 0 0 9 5 】

図 7 4 ~ 7 7 に示される実施形態において、吸引管 1 3 5 0 は、遊離した組織をブレード先端部 1 3 6 0 の方に引き、及びまた、切断中に切除された組織の小さな断片を除去するために利用される。他の実施形態において、シース 1 3 2 0 と 1 3 3 0 との間の環状の空間において吸引が生じ得る。更に他の実施形態において、ブレード 2 0 0 は内部に延びる吸引経路（図示されない）を有してもよく、これは、上記のように、最終的に吸引源と連通している。このような吸引経路は恐らくは、近位端のノードでブレード 2 0 0 から出る。更に他の実施形態においては、吸引は利用されない。

10

【 0 0 9 6 】

いくつかの実施形態において、スイングアーム部 1 3 3 2 は、ブレード 2 0 0 に接する位置に恒久的に維持され得る。更に他の実施形態において、潤滑又は低摩擦パッド（図示されない）がスイングアーム位置 1 3 3 2 に取り付けられてもよく、それによってパッドがブレード 2 0 0 に接触する。他の実施形態において、0 . 0 0 5 c m ~ 0 . 0 2 5 c m（0 . 0 0 2 " ~ 0 . 0 1 0 "）の隙間が、スイングアーム部 1 3 3 2 とブレード 2 0 0 との間に提供され得る。他の実施形態において、スイングアーム部 1 3 3 2 は、ブレード 2 0 0 全体が裏側から被覆されるように、ブレード 2 0 0 の湾曲部分の長さの周囲に延びる。

20

【 0 0 9 7 】

上記の様々な非限定的な実施形態が、様々な異なる外科用用途と関連して効果的に利用され得、関節鏡視下手術の水性環境下において組織を切断及び凝固するために特に好適である。しかしながら、このような用途において、ブレード又は導波管と内部シースとの間に流体が通過する場合、流体がハウジング内に入り、内部の構成要素を損傷することがある。超音波により駆動される外科用器具との使用のために、様々な封止構成が既知である。例えば、米国特許番号第 5 , 9 3 5 , 1 4 4 号、及び第 5 , 9 4 4 , 7 3 7 号（これらの開示はそれぞれ、本明細書において参照としてその全体を組み込まれる）はそれぞれ、腹腔鏡用手術及び開腹手術（すなわち、非水性環境）の従来の環境における、超音波外科用器具の使用のための、様々な封止構成を開示する。しかしながら、下記の様々な非限

30

【 0 0 9 8 】

より具体的に、図 7 8 を参照すると、超音波装置 1 4 0 0 が示され、これは内部に超音波変換器アセンブリ 1 4 0 4 を回転可能に支持するハウジング 1 4 0 2 を含む。例えば、超音波変換器アセンブリ 1 4 0 4 は、一連のベアリング（図示されない）により、ハウジング 1 4 0 2 内に回転可能に支持され得る。超音波ホーン 1 4 0 6 は、超音波変換器アセンブリ 1 4 0 4 に連結されてもよく、超音波用具 1 4 1 0 は、典型的にねじによる構成を含み得る、従来の手段によってこれに取り付けられる。本明細書において使用するとき、用語「超音波用具」は、本明細書において記載されるブレード及び切断部材のいずれか 1 つを含み得る。超音波ホーン 1 4 0 6 に連結される超音波用具 1 4 1 0 の部分は、導波管部 1 4 1 2 と称される場合がある。導波管 1 4 1 2 は、超音波用具 1 4 1 0 の一体部分を含んでもよく、又はこれは例えばねじによる接続でこれに取り付けられた、別個の構成要素を含んでもよい。図 7 8 に示される実施形態において、超音波用具 1 4 1 0 は、中空の外部シース 1 4 2 0 を通じて延びる。外部シース 1 4 2 0 及び超音波用具 1 4 1 0 の遠位端は、上記の、加えて他の、様々なブレード及びシース構成、のいずれか 1 つで構成されてもよい。

40

【 0 0 9 9 】

図 7 8 に見られるように、近位シャフト 1 4 3 0 は、超音波変換器アセンブリ 1 4 0 4 に取り付けられる。モータ 1 4 4 0 の出力シャフト 1 4 3 6 に連結された駆動ギア 1 4 3

50

4と噛合係合する、駆動ギア1432が、近位シャフト1430に取り付けられる。超音波電気信号及びモータ制御信号が、上記の種類及び構成のスリップリングアセンブリ1450を通じて制御システム10から供給され得る。装置1400は、上記の様々な制御ボタン構成を更に含んでもよく、それによって装置は超音波モード、非超音波モード（例えば、回転シェーピングモード）及びこれらの様式の組み合わせで使用され得る。上記の様々な器具とは異なり、モータ1440は超音波変換器アセンブリと同軸状に位置合わせされていない。

【0100】

図79は、超音波用具1410の導波管又は近位部分1412と、外部シース1420との間で利用され得る、封止アセンブリ1470の非限定的な実施形態を示す。封止部1470は、シリコン又は、例えばUltram（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「N」において、導波管1412にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部1470は、ノード「N」において導波管1412上に成形された第1環状封止部1472と、第1環状封止部1472を超えて、相対する軸方向で、軸状に延びて、溝1478によって分離される、第2軸方向封止部1474、1476を有し得る。溝1478は、2つの軸方向封止部1474、1476が、外部シース1420と封止接触した状態で互いに対して若干屈曲することを可能にし得る。より狭い第1環状封止部1472は、過剰な熱の蓄積を回避し得る一方で、封止部1470の外部シース1420に対する接触においてより広い接触面積を提供する。

【0101】

図80は、超音波用具1410の導波管又は近位部分1412と、外部シース1420との間で利用され得る、封止部1480の非限定的な実施形態を示す。封止部1480は、シリコン又は、例えばUltram（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「N」において、導波管1412にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部1480は、外部シース1420上に形成される、内側に延びる環状隣接リング1490と隣接するように構成され得る。封止部1480は、隣接リング1490に対して遠位方向に位置する。流体圧が、外部シース1420内で蓄積するとき、封止部1480が隣接リング1490に推進され、それによって封止の強度が増加する。外側シース1420は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。

【0102】

図81は、ブレード1410の導波管1412と、外部シース1420との間で利用され得る、封止部1500の非限定的な実施形態を示す。封止部1500は、シリコン又は、例えばUltram（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「N」において、導波管1412にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部1480は、外部シース1420に提供される環状の溝1423内に受容されるように構成され得る。外側シース1420は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。

【0103】

図82は、超音波用具1410の導波管又は近位部分1412と、外部シース1420との間で利用され得る、封止部1510の非限定的な実施形態を示す。封止部1510は、シリコン又は、例えばUltram（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「N」において、導波管部分1412にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部1510は、ノード「N」において導波管1412上に成形された内部リム部1512と、内部リム部1512を超えて、反対の方向で、軸状に延びて、溝1518によって分離される、軸方向封止部1514、1516を有し得る。軸方向部分1514、1516は、外部シース1420に提供される溝1520に延びるような大きさである。図82に見られるように、溝1520は、封止部1510の溝1518に延びる大きさの、内部に突出するリング15

10

20

30

40

50

２２を有する。例示される実施形態において、リング１５２２は、上部に形成される傾斜１５２４を有し、これは封止部１５１０が組立中にその上を摺動し、その後適所で固定することを可能にする。外側シース１４２０は、例えばＵｌｔｅｍ（登録商標）から製作されてもよい。

【０１０４】

図８３及び図８４は、超音波用具１４１０の導波管又は近位部分１４１２と、外部シース１４２０との間で利用され得る、封止部１５３０の非限定的な実施形態を示す。封止部１５３０は、シリコン又は、例えばＵｌｔｅｍ（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「Ｎ」において、導波管１４１２にオーバーモールドイングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部１５３０は、図８３に示されるように、溝１５３２を有し得る。外部シース１４２０はその後ひだを付けられ、それによって図８４に示されるように、封止部１５３０を破碎する。外部シース１４２０は、周辺部全体に均等にひだを付けられるか、又はこれは別個の位置でひだ付けされ得る。例えば、４つの均等に離間した（例えば、９０°の間隔）ひだが利用され得る。このような実施形態において、外部シース１４２０は、例えば、ステンレス鋼から作製され得る。

【０１０５】

図８５は、例えば、一緒に、溶接、圧力嵌め、ねじつけ、又はスナッピングすることにより、一緒に相互接続されるように適合された、近位軸方向部分１５４２、及び遠位軸方向区分１５４４を有する、外部シース１５４０の一部を示す。図８５に見られるように、遠位軸方向区分１５４４は、ノード「Ｎ」において超音波用具１４１０の導波管又は近位部分１４１２にオーバーモールドイングないしは別の方法で封止しながら挿入される、環状封止部１５５０の一部に係合するような大きさの溝部１５４６を有する。したがって、互いに取り付けられると、近位軸方向区分１５４２、及び遠位軸方向区分１５４４は、その間に封止部１５５０の一部を補足しかつ圧迫するように機能する。別の実施形態において、溝部分１５４６は近位軸方向区分１５４２に提供されてもよく、又は各区分１５４２、１５４４は、協調して内部の環状封止部１５５０と適合する、溝区分を内部に有し得る。

【０１０６】

図８６は、２つの横方向半体１５６２、１５６４からなる、一般的に１５６０として指定される外部シースの一部を示す。各横方向半体１５６２、１５６４は、内部に形成された半環状溝区分１５６６を有する。図８７を参照されたい。横方向半体１５６２、１５６４が互いに接合されて中空の外部シース１５６０を形成するとき、半環状溝区分１５６６が、導波管又は近位部分１４１２にオーバーモールドイングされないしは別の方法で取り付けられた環状封止部１５７０を受容するような大きさの環状溝部１５６８を形成する。２ピースの外部シース１５６０をつくることにより、封止部１５７０はシース１５６０と、組立てプロセスの間に導波管１４１２が外部シース１５６０に下方押し付けられなくてはならないときに一般的に有するよりも、遥かに高い干渉を有し得る。２つの外部シース半体１５６２、１５６４は、溶接、スナップ嵌め、又は他の好適な方法により一緒に接合され得る。したがって、封止部１５７０は最初に導波管１４１２に組み込まれ得る。その後、２つの半体１５６２、１５６４は、封止部１５７０が溝１５６８内に捕捉されるように、導波管１４１２の周囲で一緒にされてもよい。半体１５６２、１５６４はその後、この位置で一緒に締結される。

【０１０７】

図８８は、超音波用具の導波管１４１２と、外部シース１４２０との間で利用され得る、封止部１５８０の非限定的な実施形態を示す。封止部１５８０は、シリコン又は、例えばＵｌｔｅｍ（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「Ｎ」において、導波管又は近位部分１４１２にオーバーモールドイングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部１５８０は、近位リング１５９０及び遠位リング１５９２によって適所に保持され得る。近位リング１５９０は、外部シ

ース１４２０のいったい部分を含んでもよく、又はこれは外部シース１４２０に押し付けられるかないしは別の方法でこれに取り付けられる別個の構成要素を含んでもよい。遠位リング１５９２は、接着される、圧力嵌めされるか、ないしは別の方法で外部シース１４２０に取り付けられてもよい。導入の際、遠位リング１５９２は、封止部１５８０上に圧迫を提供し得る。これは、封止部１５８０と導波管１４１２との間の応力を増加させ、封止部１５８０を超える流体の移動を更に低減させる。リング１５９０、１５９２は、分割環状リング又は内部に分割部を有さないリングを含み得る。加えて、図８８に見られるように、リング１５９０、１５９２は、導波管１４１２に対して、そのあいだに一定の隙間「Ｃ」が提供されるような、大きさであり得る。

【０１０８】

図８９は、超音波用具１４１０の導波管又は近位部分１４１２と、外部シース１４２０との間で利用され得る、封止部１６００の非限定的な実施形態を示す。封止部１６００は、シリコン又は、例えばＵｌｔｅｍ（登録商標）などの他の材料によって作製され得、ノード「Ｎ」において、導波管１４１２にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。封止部１６００は、外部シース１４２０の内径よりも大きな、外径を有し得る。封止部１６００は、近位側部１６０２及び遠位側部１６０４を更に有し得る。組立てられる際、封止部１６００の近位側部１６０２の外部は、外部シース１４２０の内壁１４２１と封止しながら接触する。したがって、流体圧「Ｐ」が封止部１６００の遠位側部で蓄積する場合、封止部１６００は外部シース１４２０と封止接触するように更に促進され、それによって導波管１４１２と外部シース１４２０との間の良好な封止を生成する。

【０１０９】

図９０は、ブレードの導波管又は近位部分１４１２と、外部シース１４２０との間で利用され得る、封止部１６１０の非限定的な実施形態を示す。封止部１６１０は、シリコン又は例えばＵｌｔｅｍ（登録商標）などの他の材料によって作製され得、外部シース１４２０にオーバーモルディングされるか、ないしは別の方法により封止しながら取り付けられる、環状部材を含む。この実施形態において、環状の溝１６２０が、封止部１６１０の一部を内部に受容するために、導波管１４１２内に提供され得る。別の実施形態においては、溝が提供されない。図７９～８２に示される封止部は、本明細書において開示される様々な非限定的な実施形態、及びこれらの対応する同等物の趣旨及び範囲から逸脱することなく、例示される切断ブレード又は用具の導波管又は近位部分の代わりに、外部シースに同様に取り付けられてもよいことが、更に理解される。加えて、本明細書において記載される様々な封止実施形態が、上記の外科用器具実施形態のいずれかと共に、有効に利用されることが、更に理解される。すなわち、本明細書において開示される様々な非限定的な封止構成、及びこれらの対応する同等の構造体が、超音波ブレード又は導波管と、対応する内部シースとの間の封止を達成するために、効果的に利用され得る。内部シース及び外部シースを利用するが、その間に吸引を適用しない実施形態においては、本明細書において開示される様々な非限定的な封止構成、及びこれらの対応する同等物はまた、内部シースと外部シースとの間の実質的に流体密の封止を達成するために効果的に利用され得る。更に他の非限定的な実施形態において、超音波ブレード及び外部シースとの間に封止部が利用され、超音波ブレードは、外部シースに対する全回転運動と係合しない。このような実施形態において、封止部は超音波ブレード及び他のシースに確実に取り付けられてよい。更に他の非限定的な実施形態において、超音波ブレードは、外部シース内で振動し得る。例えば、超音波ブレードは９０°の弧を通じて振動し得る（中央軸の両側に４５°）。このような実施形態において、封止部は、例えば、接着剤、クリンピングなどによって、外部シース及び超音波ブレードに確実に取り付けられ得る。封止材料は、±４５°の範囲の、封止部のねじれに適合する、弾性ゴム材料又は同等物を含み得る。このような実施形態において、封止部が経験する伸張は、０°の中立位置にブレードを戻す（中央軸との位置合わせ）ことを補助し得る。

【０１１０】

様々な上記の実施形態が、回転ブレードを利用し、これらは、ブレード上に形成される切断縁部と、周囲の外部シースの縁部との間で、組織を剪断分離するように機能する。このような構成は、殆どの組織を切断するために非常に有効であるが、硬い組織、例えば腱組織を効果的に切断することは難しい場合があり、これは、ブレードと外部シースとの間でこれが「ミルク (milk)」する傾向にあり得るためである。このような問題は、例えば、皮などの硬い物質を切断するために鋏が使用される際に見出される問題と同種である。つまり、鋏の刃が分離し、物質が切断されない。この現象は、図 9 1 A ~ D において図で示される。これらの図に見られるように、切断ブレード 1 7 0 0 は、硬い組織「T」を切断するために利用される。ブレード 1 7 0 0 組織「T」の方へと内側に移動すると、組織「T」がブレード 1 7 0 0 の間で動き、よってこれらが分離する。

10

【0 1 1 1】

本明細書において開示される様々なブレード及びシースの実施形態において、外部シースの切断部と、ブレードの切断縁部との間の隙間の量を最小化することが有利であり得る。例えば、外部シースの切断部とブレードの切断縁部との間の隙間の量を、0 . 0 0 2 5 c m (0 . 0 0 1 ") ~ 0 . 0 1 3 c m (0 . 0 0 5 ") の範囲内に維持することが望ましい場合がある。他の非限定的な実施形態において、1つの切断縁部又は部分が、他の切断部分よりも硬い。例えば、ブレードの切断縁部は、外部シースの切断部よりも硬くてもよく、又はその逆であってもよい。モータはその後、切断縁部 / 部分の間のゼロに近い隙間を達成するために、超音波により又はこれによらず起動され得る。このような手法に加え、又はこのような手法の代わりに、他の実施形態は、外部シース内で、ブレードの少なくとも遠位端を「中心からずれた」構成に付勢し、一方で依然として内部のブレードの回転を促進する、構成を利用し得る。より具体的に、かつ図 9 2 ~ 9 3 を参照し、上記の種類及び構成のブレード 2 0 0 が示され、外部シースアセンブリ 3 0 0 0 を通じて延びている。示される実施形態において、外部シースアセンブリ 3 0 0 0 は外科用器具 3 0 0 1 と関連して使用され、これは、ブレード 2 0 0 に全回転運動を選択的に適用し、加えてこれに超音波運動を選択的に適用するために、上記の方法のいずれかにより構成され得る。

20

【0 1 1 2】

図 9 3 に示される実施形態において、ブレード 2 0 0 は、器具ハウジング 3 0 1 0 の一部内に取り付けられる、内部シース 3 0 2 0 を通じて軸方向に延びる。外部シースアセンブリ 3 0 0 0 は、器具ハウジング 3 0 1 0 に取り付けられ、内部にウィンドー又は開口部 3 0 0 4 を有する遠位先端部 3 0 0 2 を有する。上記のように、ウィンドー 3 0 0 4 は、遠位先端部 3 0 0 2 内に形成される先端空洞 3 0 0 6 に引き込まれることを可能にする。吸引は、吸引源 2 4 4 と連通する、外部シースアセンブリ 3 0 0 0 の遠位先端部 3 0 0 2 の吸引ポート 3 0 0 7 を通じ、先端空洞 3 0 0 6 に適用され得る。これらの実施形態において、ブレード 2 0 0 は若干可撓性であり、例えばチタンから作製され得る。加えて、ブレード 2 0 0 の導波管又は近位部分は、ノード「N」の位置の内部シース 3 0 2 0 内に取り付けられる、プッシング 3 0 3 0 を通じて延びる。様々な実施形態において、内部シース 3 0 2 0 は、実質的に剛性であり、屈曲に抵抗する材料から作製され得る。例えば、内部シース 3 0 2 0 は、U l t e m 又は同様の材料から作製され得る。プッシング 3 0 3 0 は、例えば、U l t e m (登録商標) から作製され、例えば、ステンレス鋼により内部シース 3 0 2 0 内に回転不可能に保持されてもよい。

30

40

【0 1 1 3】

図 9 2 A 及び図 9 3 に見られるように、ブレード 2 0 0 の導波管又は近位端部分 7 0 1 は、プッシング 3 0 3 0 の孔 3 0 3 2 を通じて延びる。プッシング孔 3 0 3 2 の中央線 C L - C L は、外部シース 3 0 0 0 によって画定される中央軸 A - A 日からオフセットされている (すなわち、これと同軸状でない)。プッシング孔 3 0 3 2 は、ブレード 2 0 0 の近位端部分 7 0 1 に対し、近位部分 7 0 1 が内部で自由に回転し、ブレード 2 0 0 の遠位端部 7 0 0 を外部シース 3 0 0 0 の中央軸 A - A からずらすように付勢するように機能するような大きさであり、それによってブレード 2 0 0 の組織切断遠位端 7 0 5 は、ウィンドー開口部 3 0 0 4 によって画定される切断縁部 3 0 0 5 と回転可能に接触するように維

50

持される。いくつかの実施形態において、例えば、ブレード 200 は 0.076 cm (0.030 ") 程度の大きさであり得る距離だけ、中央から付勢されてもよい。ブレード 200 の組織切断遠位端 705 はこのような方法で付勢されるため、遠位端 705 は硬い組織を切断する際に生じる力に抵抗する（これは、さもなくば遠位端 705 の切断縁部 706 を、ウィンドー開口部 3004 の切断縁部 3005 から離れるように動かし得る）。

【0114】

図 94 及び図 95 は、別の実施形態を例示し、ブレード 200 の近位部分 701 は、例えば、silastic シリコン又は Ultem (登録商標) から作製され、例えば滑り嵌めによって内部シース 3020 内に保持され得る、プッシング 3040 を通じて同軸状に延びる。上記の実施形態に関連し、プッシング 3040 はブレード 200 の導波管又は近位部分に沿ってノード「N」に位置し得る。しかしながら、この実施形態において、遠位部分 711 (すなわち、プッシング 3040 から遠位方向に延びるブレード 200 の部分) が僅かに屈曲し、ブレード 200 の組織切断遠位端 705 を、ウィンドー開口部 3004 の切断縁部 3005 へと付勢する。例えば、ブレード 200 の遠位部分 711 は、およそ 0.076 cm (0.030 インチ) だけ中央からずれる (図 95 の距離 OS) ように屈曲し得る。このような構成によりブレード 200 の組織切断遠位端 705 は、硬い組織を切断する際に力に抵抗する（これは、さもなくばブレード 200 の切断縁部 706 を、ウィンドー開口部 3004 の切断縁部 3005 から離れるように動かし得る）。

【0115】

図 96 ~ 97 は、別の非限定的な外部シース 3040 及びブレード 200 の実施形態を示す。この実施形態において、遠位外部シース先端部 3050 が利用される。遠位外部シース先端部 3050 は、例えば、ステンレス鋼などの金属から作製されてもよく、外部シース 3060 の開放遠位端 3062 に延びる、近位ベアリング部分 3052 を有する。外部シース 3060 は、例えば、ステンレス鋼から作製されてもよく、かつ締結具、接着剤などにより、遠位外部シース先端部 3050 に取り付けられてもよい。外部シース 3060 の近位端 3062 は、上記のように、器具ハウジングの一部に取り付けられる。器具は、先に詳述した様々な器具実施形態の多くを含むことがあり、これは、ブレード 200 に全回転運動を、加えてこれに超音波運動を供給する。

【0116】

ブレード 200 の導波管又は近位部分 701 が超音波ホーン (図示されない) に取り付けられ、上記の様々な方法で内部シース 3070 を通じて延びる。ブレード 200 の近位部分 701 は、上記のようにプッシング 3040 により、内部シース 3070 内に回転可能に支持され得る。ブレード 200 の遠位部分 711 は、遠位外部シース先端部 3050 内のルーメン 3054 を通じて回転可能に延びる。図 97 を参照されたい。ウィンドー 3056 は遠位外部シース先端部 3050 内に形成されて、ブレード 200 の組織切断遠位端 705 を露出する。上記の様々な実施形態におけるように、ウィンドー 3056 は少なくとも 1 つの切断縁部 3057 を画定してもよく、これはブレード 200 の回転組織切断遠位端 705 と交差して、ウィンドー 3056 に引きこまれた組織を切断する。この実施形態において、ブレード 200 の遠位端 705 がウィンドー開口部 3056 内に遠位方向に突出する点におけるブレード 200 の切断遠位端部分 705 の外径「OD」は、ルーメン 3054 の内径「ID」よりも大きい。いくつかの実施形態において、例えば、内部ルーメン直径「ID」はおよそ 0.356 cm (0.140 ") であってもよく、ブレード「OD」はおよそ 0.381 cm (0.150 ") であってもよい。このような構成は、ブレード 200 の組織切断遠位端 705 と、遠位外部シース先端部 3050 との間の干渉を生じる。このような構成において、ブレード 200 の遠位部分 711 は本質的に片持ちビームを含み、これにより、ブレード 200 の組織切断遠位端 705 が、遠位外部シース先端部 3050 によって下方に (図 97) 押される。

【0117】

図 92 ~ 97 に示される実施形態において、遠位外部シース先端部 3050 の遠位端 3058 と、ブレード 200 の湾曲した先端部 702 との間に一定量の隙間を提供すること

が望ましい場合がある。この隙間「C」は図97に例示される。このような隙間は、ブレード200の妨害されない超音波運動を可能にする。しかしながら、組織を切断する装置の能力を阻害し得る湾曲した先端部702の周囲の吸引損失を低減するために、このような隙間「C」を最小化することが望ましい場合がある。

【0118】

また、組織のウィンドー開口部3056への引き込みを促進するために、吸引が遠位外部シース先端部3050内で、吸引源（図示されない）から、上記の様々な方法で適用されなくてはならない。図97及び図98に示されるように、様々な実施形態において、例えば、吸引経路3080が、遠位外部シース先端部3050内に提供される。封止部3090は、ブレード200の遠位部分711が内部シース3070を出る点において、流体密封止を形成するために、ブレード200の遠位部分711に軸支される。図97を参照されたい。またこの実施形態において、内部シース2070の遠位端3072は遠位外部シース先端部3050のベアリング部分3052の開口部3055に延び、そこに相対的な確実な支持を提供する。図98に見られるように、吸引経路3080は、開口部3055によって画定される内部シース支持表面3057内に断絶を形成する。図99は、別の遠位外部シース先端部3050'を示し、吸引経路3080'は、内部シース3070の遠位端3072を支持する開口部3055'内に延びる。

【0119】

外部シース及び回転可能な切断部材構成を利用する、様々な超音波外科用器はまた、これら2つの構成要素の間の熱及び高い接触力のために、外部シース及びブレードの変形という問題に直面する。外部シースの遠位方向先端部の変形は、先端部材料を金属に変更することによって低減することができるが、これは摩損によるブレードの損傷という望ましくない効果を生じる場合があり、これは最終的には、ブレードの破壊及び非常に短いブレードの寿命を生じ得る。このようなシース先端部ブレードの摩損による損傷は、ブレードとシース先端部との間の金属管接触により生じ得る。この状態は、腱などの硬い組織を切断する際に悪化し得る。上記のように、このような硬い組織は切断縁部を互いに離すように付勢し、ブレードの反対側の切断縁部又は面を、シース先端部と接触させ、それによって摩損を生じる。

【0120】

本明細書において記載される様々な非限定的な実施形態、及びこれらの対応する同等物は、外部シースの遠位先端部内に形成される先端空洞の内壁上の材料を低減する薄い摩擦低減材料を利用してもよく、又は別の実施形態においては、低摩擦又は摩擦低減パッドが先端空洞内に取り付けられて、ブレードを保護してもよい。1つの代表的な実施形態が、図100及び図101に示される。これらの図に見られるように、上記の外部シース900'は、内部に摩擦低減ポリマーコーティング又はパッド3100を有する。様々な実施形態において、シース900'の遠位先端部902'は、ステンレス鋼などの金属から作製されてもよく、摩擦低減材料又はパッド3100は、例えば、ポリイミド、炭素充填ポリイミド、Teflon（登録商標）、Teflon-Ceramicなどから作製されてもよい。パッドが利用される実施形態において、パッドは、例えば、接着剤又はあり継手構成によって、先端部902'内に取り付けられてもよい。パッド3100は好ましくは、ブレードの対応する形状に適合するように、構成される。例えば、図101に示されるように、上記のブレード200と実質的に同様であり得るブレード3110は、遠位端部3112を有し、これは2つの切断面3116、3118を分離する中央部3114を有する。切断面3116、3118は、弓状の形状を有し、その各縁部上に形成された切断縁部3120を有する。この実施形態において、ポリマーパッド3100はまた、同様の弓状の形状を有する上方表面3101を有する。この概念の利点は、これが硬い金属製切断縁部（例えば、ステンレス鋼）を維持することであり、これは、硬い組織を切断するために有利である。ブレードに適用される力を別の方法で支持し得る、より柔軟な材料からパッド3100が作製される場合、これはまた、ブレード200の広い切断面3116、3118を保護する。加えて、又は代替的に、先端部902'の内壁903'は、上記

の種類の摩擦低減コーティング 3 1 3 0 でコーティングされてもよい。コーティング 3 1 3 0 は、接着剤により適所に保持される別個の構成要素を含んでもよく、又はこれは、先端部 9 0 2 ' の内面 9 0 3 ' に直接接着する堆積コーティングを含んでもよい。例えば、Teflon (登録商標) 材料は、蒸着を通じて内壁 9 0 3 ' の部分に適用され得る。コーティングが必要とされない、先端部 9 0 2 ' の部分が、先端部 9 0 2 ' を蒸着プロセスに暴露する前に、既知のマスキング技術によりマスクされてもよい。

【 0 1 2 1 】

図 1 0 2 は、表面硬度を増加させ、摩擦を低下させるために、比較的硬く、低摩擦の材料でコーティングされ得る、組織切断ブレード端部 3 1 1 2 ' を示す。特に、この図に見られるように、切断表面 3 1 1 6 '、3 1 1 8 ' の少なくとも一部がコーティング材料 3 1 3 0 によってコーティングされる。いくつかの実施形態において、例えば、コーティング材料は、例えば、窒化チタン、ダイヤモンド様コーティング、窒化クロム、グラファイト i c (商標) などのコーティング材料を含み得る。ブレードの摩損、及び最終的なブレードの破壊を避けるため、ブレード 3 0 6 0 ' は、金属 (例えば、ステンレス鋼) から作製される外部シース先端部と関連して利用され得る。別の実施形態において、ブレードの全遠位組織切断端部は、コーティング材料 3 1 3 0 によってコーティングされてもよい。

【 0 1 2 2 】

本明細書に記載されている装置は、1 回の使用の後に廃棄されるように設計することができ、又は、これらは複数回使用されるように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、デバイスは少なくとも 1 回の使用後、再使用のために再調整されることができる。再調整は、装置の解体工程、これに続く洗浄工程、又は特定部品の交換工程、及びその後の再組立工程の、任意の組み合わせを含むことができる。特に、装置は解体することができ、装置の任意の数の部品又は構成要素は、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の構成要素の洗浄及び / 又は交換の際に、装置は、機能の再調整時に、又は外科手術直前に手術チームにより、その後の使用のために再組立することができる。当業者は、装置の再調整に、解体、洗浄 / 交換、及び再組立のための様々な技術を使用することが理解するであろう。このような技術の使用、及びその結果として得られる再調整された装置は、全て、本出願の範囲内にある。

【 0 1 2 3 】

好ましくは本明細書に記載されている種々の実施形態は、手術の前に処理されている。まず、新しい又は使用済みの器具を得て、必要に応じて洗浄する。次に、器具を滅菌することができる。1 つの滅菌法では、プラスチック又は T Y V E K バッグなどの、閉鎖かつ密封された容器に器具を置く。次いで容器及び器具を、ガンマ線、X 線又は高エネルギー電子などの容器を貫通することができる放射線野の中に配置する。この放射線によって器具上及び容器内の細菌が殺菌される。滅菌された器具は、その後、無菌容器内で保管することができる。密封容器は、それが医療施設内で開封されるまで、器具を無菌に保つ。滅菌はまた、β 線若しくは γ 線、エチレンオキシド、及び / 又は蒸気を含め、当業者に既知の任意の数の方法によって実施することができる。

【 0 1 2 4 】

種々の実施形態では、超音波手術器具は、導波管及び / 又はエンドエフェクタが既に手術器具のトランスデューサに動作可能に連結された状態で、外科医に供給されることができる。少なくとも 1 つのそのような実施形態では、外科医、又はその他の臨床医は、超音波手術器具を滅菌包装から取り出し、上記に概略されているように超音波器具を発生器に差し込んで、外科的処置中に超音波器具を使用することができる。このようなシステムは、外科医、又はその他の臨床医が、導波管及び / 又はエンドエフェクタを超音波手術器具に組み付ける必要性を排除することができる。超音波手術器具の使用後、外科医、又はその他の臨床医は、超音波器具を密封可能な包装に入れることができ、この包装は殺菌施設に運ばれることができる。殺菌施設では、超音波器具を消毒することができ、あらゆる使用済みの部品を廃棄及び交換することができる一方で、再利用可能な部品を殺菌して、再度使用することが可能である。その後、超音波器具は、再組み立てされ、試験され、無菌

10

20

30

40

50

包装に入れられ、及び/又は包装に入れられた後に殺菌されることができる。いったん殺菌されると、再処理された超音波手術器具を再度使用することができる。

【0125】

種々の実施形態が本明細書で記載されてきたが、これらの実施形態に多くの改変及び変形が実施され得る。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の「特許請求の範囲」は、このような改変及び変形を全て有効範囲とするものである。

【0126】

本明細書にいて言及された、上記の米国特許及び米国特許出願、及び公開された米国特許出願の全てが、本明細書において参照としてその全体を組み込まれるが、組み込まれた要素が既存の定義、説明、又は本開示において説明された他の開示内容と抵触しない範囲においてのみである。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により組み込むと称されているが現行の定義、記載、又は本明細書に記載されている他の開示物と矛盾するいずれの事物、又はそれらの部分は、組み込まれた事物と現行の開示事物との間に矛盾が生じない範囲でのみ組み込まれるものとする。

【0127】

〔実施の態様〕

(1) 超音波外科用器具であって、

ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、上部に少なくとも1つの切断縁部が形成された遠位先端部を有する中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、組織切断遠位端を有するブレードであって、前記ブレードは前記外部シース内に回転可能に支持され、これによって前記組織切断遠位端が、少なくとも前記中空の外部シースの前記遠位先端部の前記少なくとも1つの切断縁部と切断係合するように付勢される、ブレードとを含む、超音波外科用器具。

(2) 前記ブレードの近位部分は、前記ハウジング内に支持される内部シース内に回転可能に支持される、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(3) 前記ブレードの前記近位部分は、前記内部シース内に支持されるブッシング内に回転可能に支持される、実施態様2に記載の超音波外科用器具。

(4) 前記ブッシングは、前記外部シースによって画定される中央軸と同軸状に位置合わせされ、前記ブレードは前記中央軸と同軸状に位置合わせされない、前記ブッシングの孔を通じて延びる、実施態様3に記載の超音波外科用器具。

(5) 遠位部分は、前記内部シースから外に遠位方向に突出し、前記ブレードの前記遠位部分は、前記ブレードの前記近位部分と同軸状に位置合わせされない、実施態様2に記載の超音波外科用器具。

(6) 前記ブレードは、前記中空の外部シースのルーメンを通じて回転可能に延び、前記ブレードの前記遠位組織切断端は、前記ルーメンの内径よりも大きな外径を有する、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(7) 前記ブレードの前記遠位組織切断端は、前記中空の外部シースの前記遠位先端部に形成された先端空洞内に回転可能に受容される、湾曲したブレード先端部を有する、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(8) 前記湾曲したブレード先端部と前記中空のシースの前記遠位先端部との間に所定

10

20

30

40

50

量の隙間を更に含む、実施態様 7 に記載の超音波外科用器具。

(9) 前記外部シース内に吸引ポートを更に含み、前記吸引ポートに連結された吸引源から、前記外部シースに吸引を適用する、実施態様 1 に記載の超音波外科用器具。

(10) 超音波外科用器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために、前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、内部に先端空洞を画定する遠位先端部を有する、中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、組織切断遠位端を有するブレードであって、前記ブレードは、前記外部シース内に回転可能に支持され、前記先端空洞内に回転可能に支持される組織切断遠位端部を有する、ブレードと、

前記先端空洞内の摩擦低減材料とを含む、超音波外科用器具。

【 0 1 2 8 】

(11) 前記摩擦低減材料は、前記先端空洞の内壁部に適用される、実施態様 10 に記載の超音波外科用器具。

(12) 前記摩擦低減材料は、前記先端空洞内に取り付けられた摩擦低減パッドを含む、実施態様 10 に記載の超音波外科用器具。

(13) 前記摩擦低減パッドは、前記ブレード部材の前記組織切断遠位端の一部の幾何形状に適合する表面を有する、表面を有する、実施態様 12 に記載の超音波外科用器具。

(14) 前記摩擦低減パッドは、ポリイミド材料、テフロン材料、炭素充填ポリイミド材料及びテフロンセラミック材料からなる材料の群から選択される材料から作製される、実施態様 12 に記載の超音波外科用器具。

(15) 前記ブレードの前記組織切断遠位端の少なくとも一部に、他の摩擦低減材料を更に含む、実施態様 10 に記載の超音波外科用器具。

(16) 超音波外科用器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジング内に回転可能に支持され、超音波電気信号源と通信する超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内にあり、モータ駆動信号源と通信するモータであって、前記モータは、前記超音波変換器アセンブリに回転運動を適用するために、前記超音波変換器アセンブリに連結される、モータと、

前記超音波変換器アセンブリに連結されるホーンと、

前記ハウジングに連結され、内部に先端空洞を画定する遠位先端部を有する、中空の外部シースと、

前記ホーンに連結され、前記外部シース内に回転可能に支持されるブレードであって、前記ブレードは、前記先端空洞内に回転可能に支持される組織切断遠位端部を有する、ブレードと、

前記ブレードの前記組織切断遠位端の少なくとも一部の低摩擦材料とを含む、超音波外科用器具。

(17) 前記低摩擦材料は、窒化チタン、ダイヤモンドコーティング材料、窒化クロム、グラファイト i C (Graphit- i C) からなる硬質低摩擦材料の群から選択される、実施態様 16 に記載の超音波外科用器具。

(18) 前記ブレードの前記組織切断遠位端は、中央部分によって分離される弓状切断面の対を含み、各前記弓状切断面は、そこに形成された少なくとも 1 つの切断縁部を有し、前記低摩擦材料は、各前記弓状切断面の少なくとも一部に適用される、実施態様 16 に

10

20

30

40

50

記載の超音波外科用器具。

【図 1】

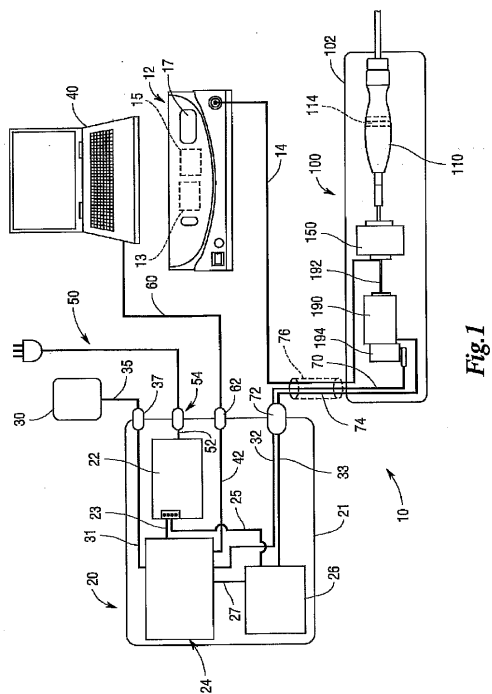
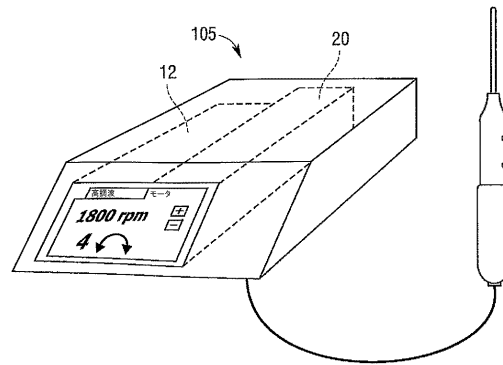


Fig.1

【図 1 A】



【図 1 B】

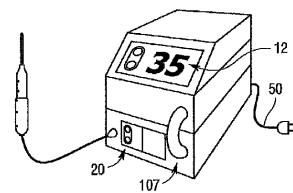


Fig.1B

【図 2】

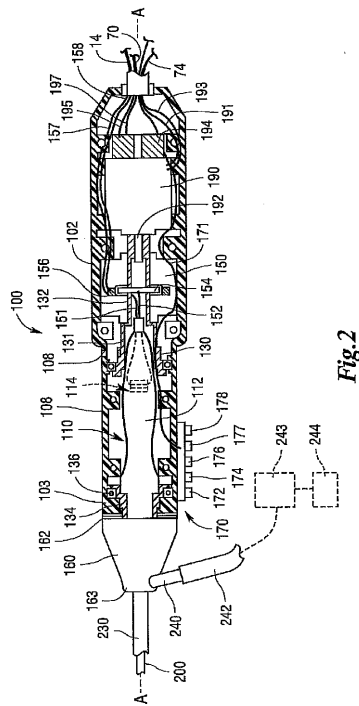


Fig. 2

【図 3】

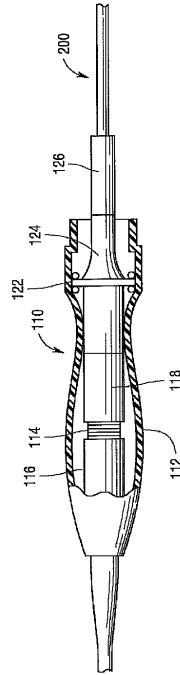


Fig. 3

【図 4】

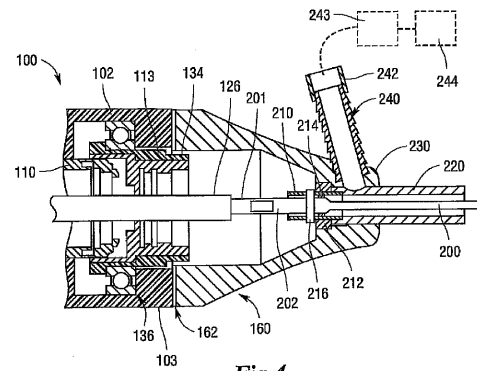


Fig. 4

【図 6】

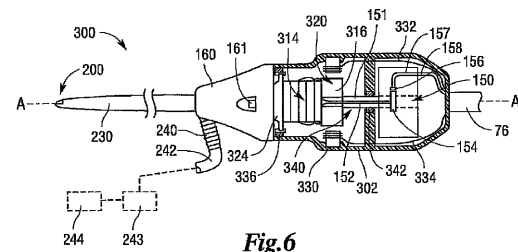


Fig. 6

【図 5】

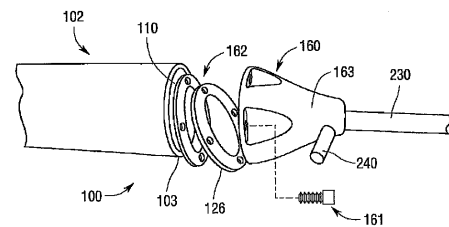


Fig. 5

【図 7】

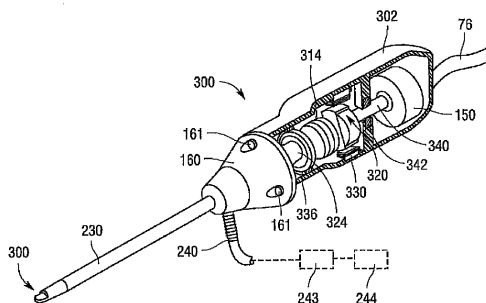


Fig. 7

【 図 8 】

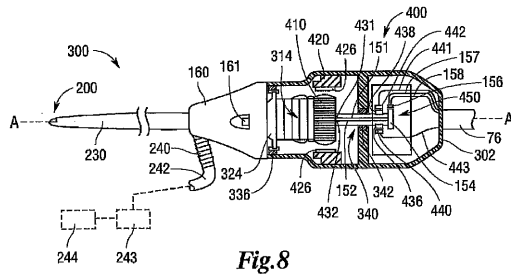


Fig.8

【 図 9 】

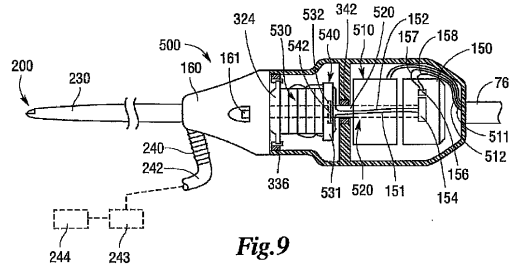


Fig.9

【 図 1 0 】

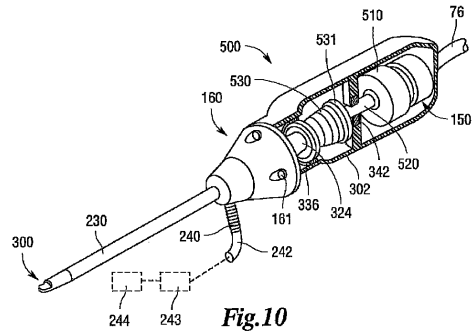


Fig.10

【 図 1 1 】

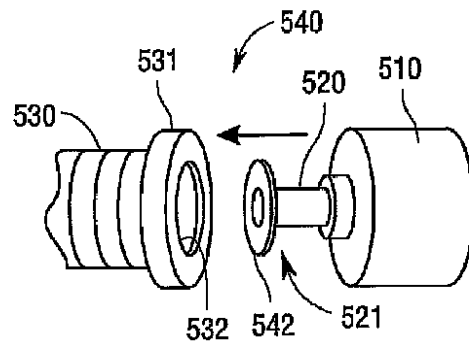


Fig.11

【 图 1 2 】

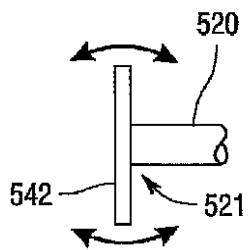


Fig.12

【 图 1 3 】

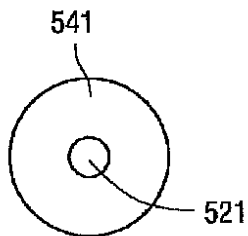


Fig.13

【 図 1 4 】

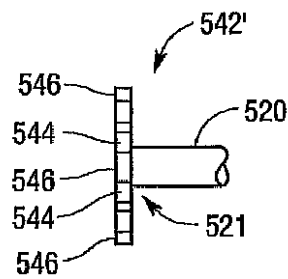


Fig.14

【 図 1 5 】

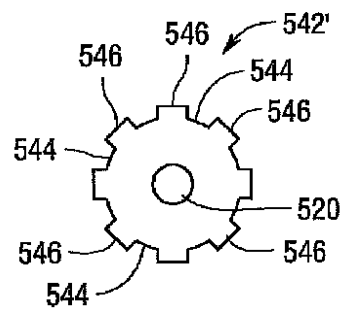


Fig.15

【図16】

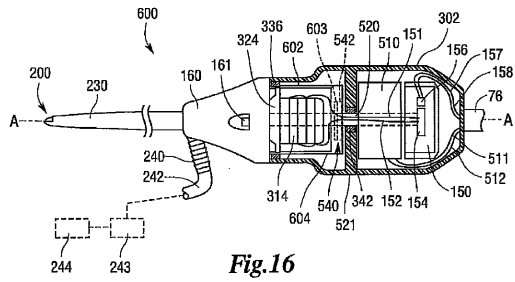


Fig.16

【図17】

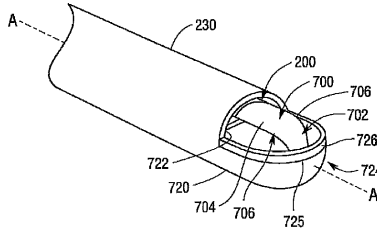


Fig.17

【図18】

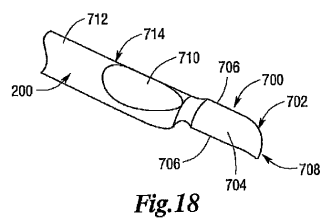


Fig.18

【図19】

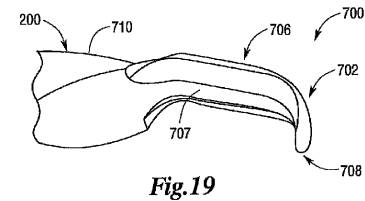


Fig.19

【図20】

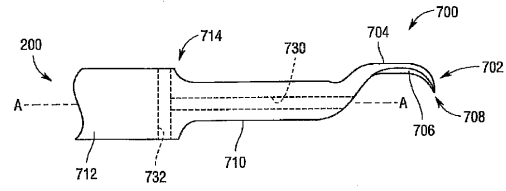


Fig.20

【図21】

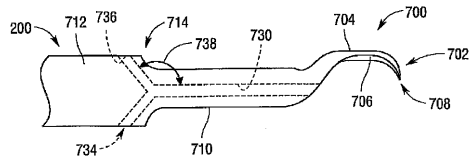


Fig.21

【図23A】

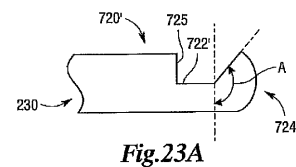


Fig.23A

【図22】

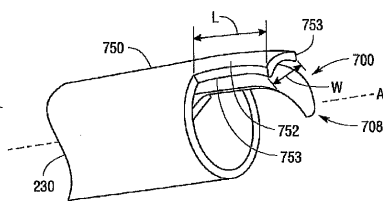


Fig.22

【図24】

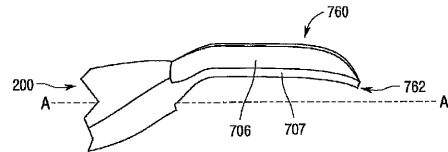


Fig.24

【図25】

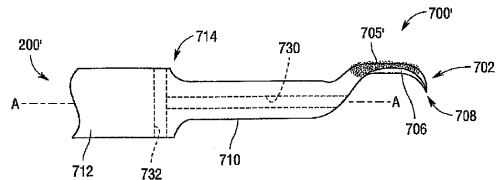


Fig.25

【図23】

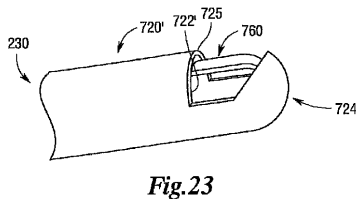
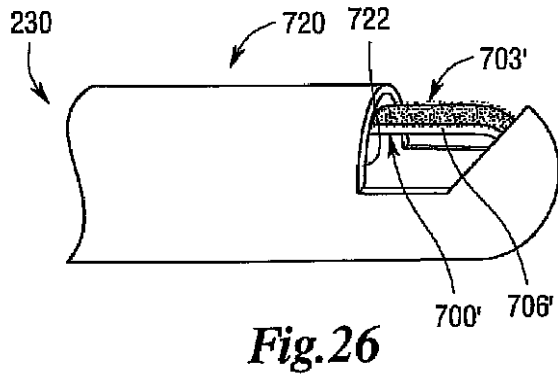
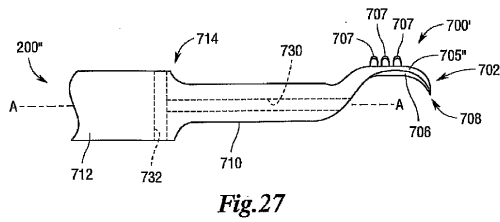


Fig.23

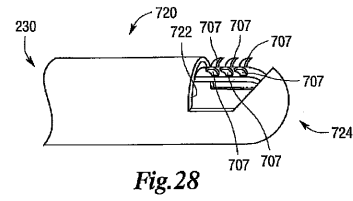
【図26】



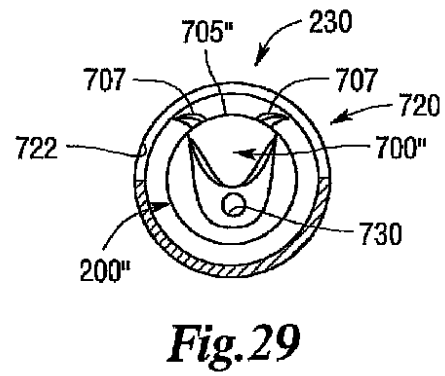
【図27】



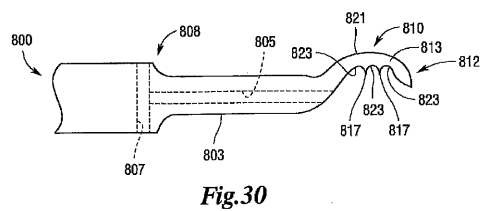
【図28】



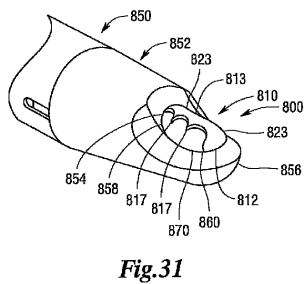
【図29】



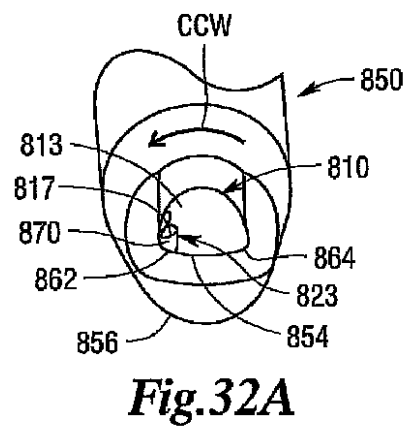
【図30】



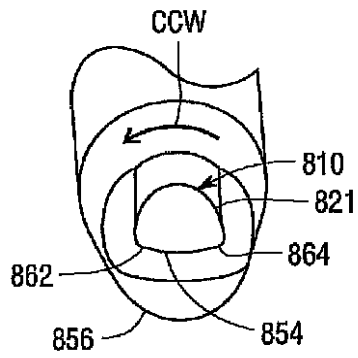
【図31】



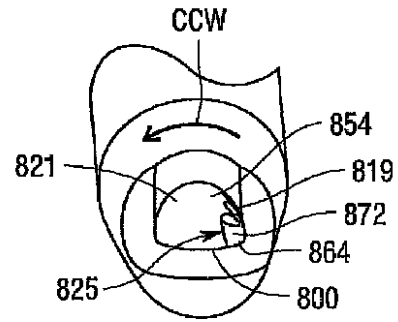
【図32A】



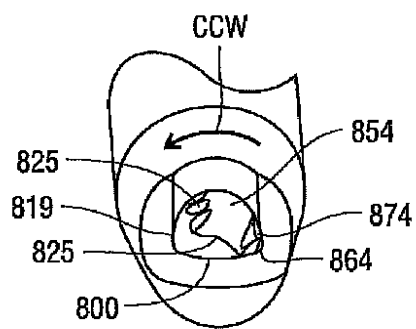
【図32B】

**Fig.32B**

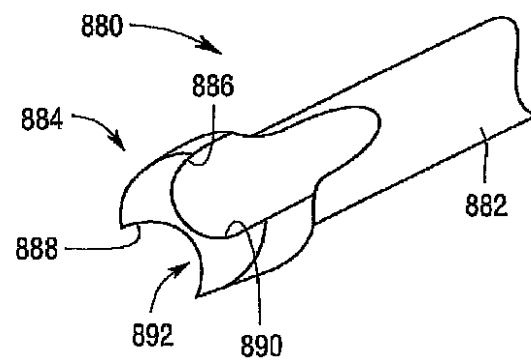
【図32C】

**Fig.32C**

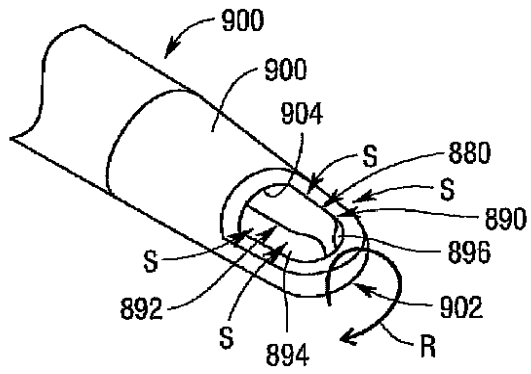
【図32D】

**Fig.32D**

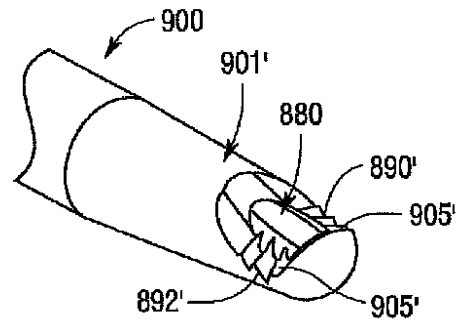
【図33】

**Fig.33**

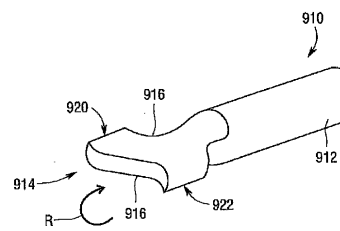
【図34】

**Fig.34**

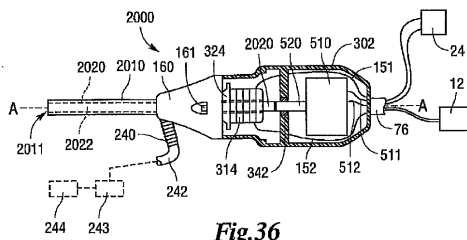
【図34A】

**Fig.34A**

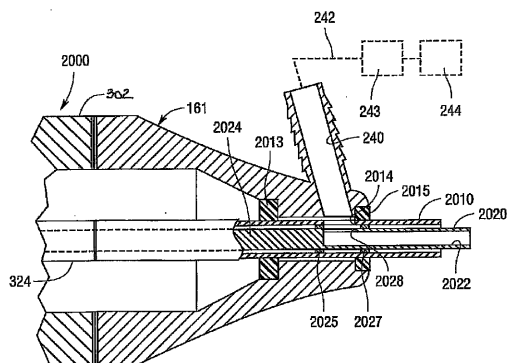
【図35】

**Fig.35**

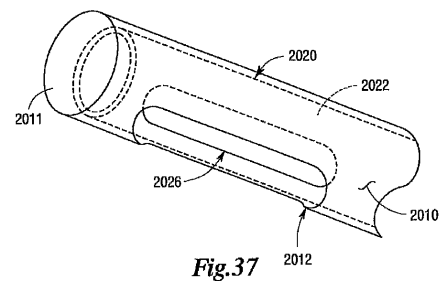
【図36】

**Fig.36**

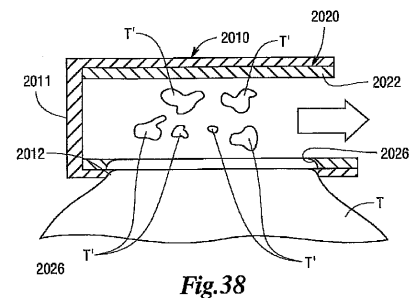
【図36A】

**Fig.36A**

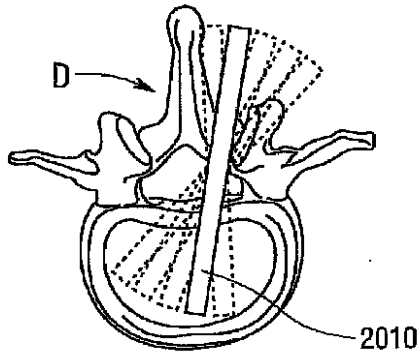
【図37】

**Fig.37**

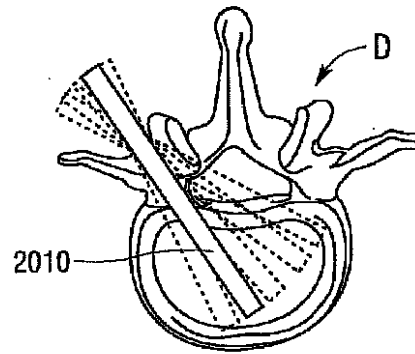
【図38】

**Fig.38**

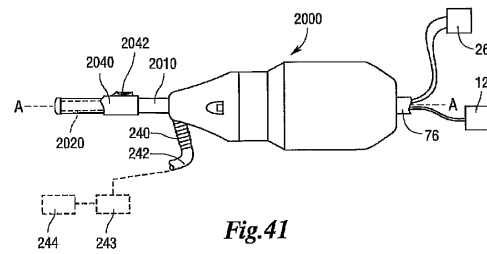
【図39】

**Fig.39**

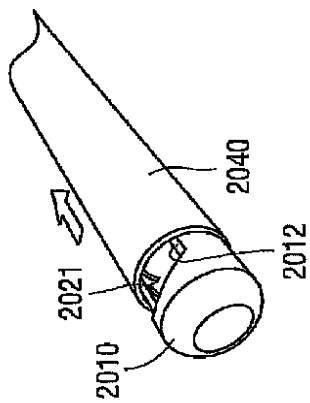
【図40】

**Fig.40**

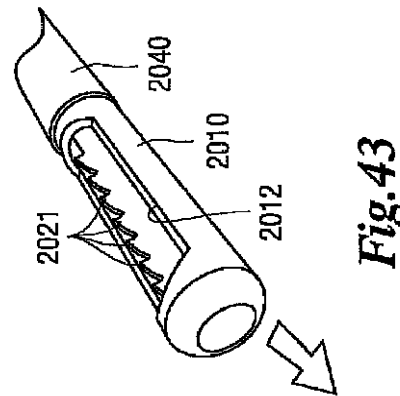
【図41】

**Fig.41**

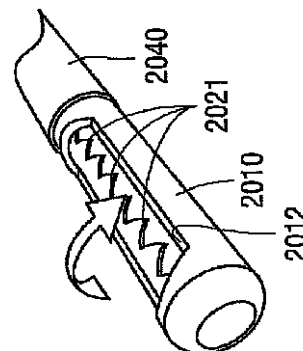
【図42】

**Fig.42**

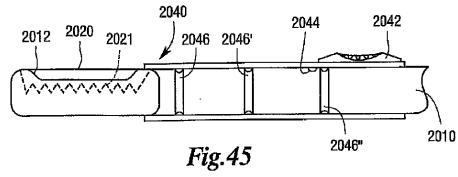
【図43】

**Fig.43**

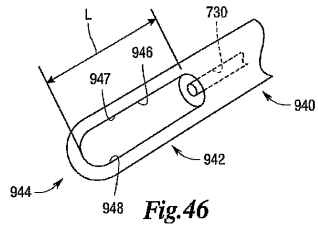
【図44】

**Fig.44**

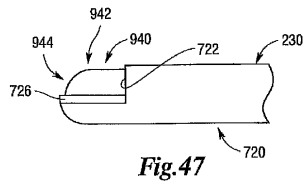
【図45】



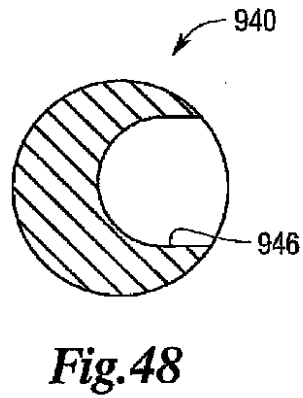
【図46】



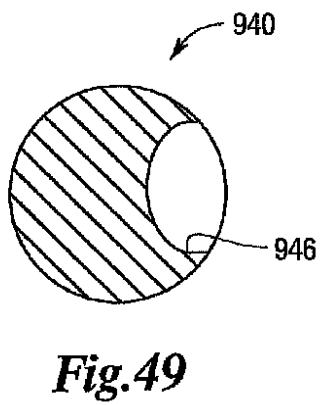
【図47】



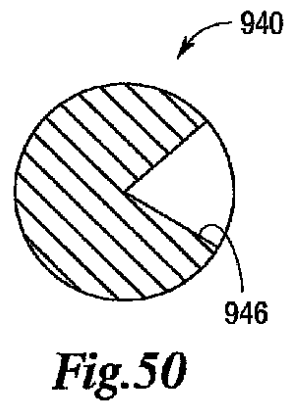
【図48】



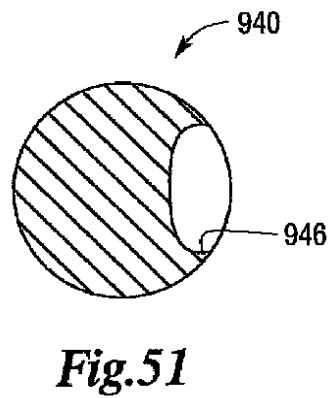
【図49】



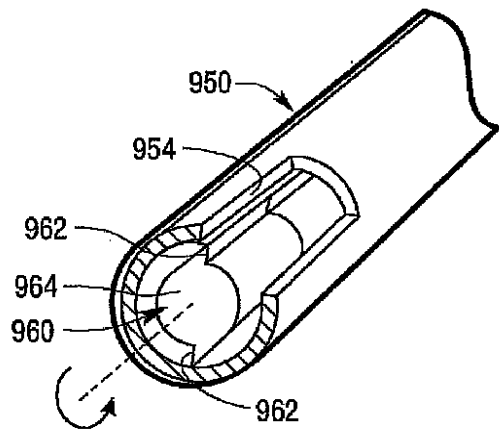
【図50】



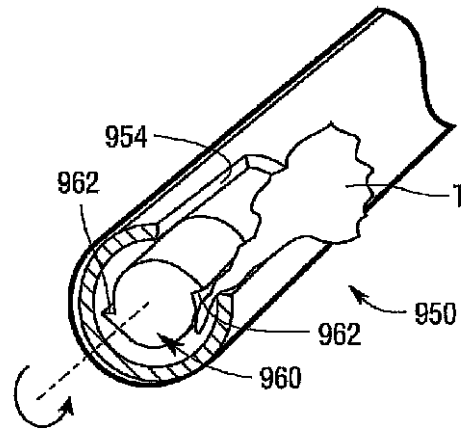
【図51】



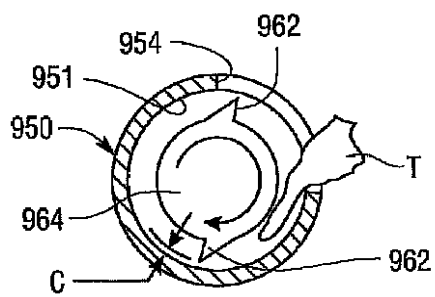
【図52】

**Fig.52**

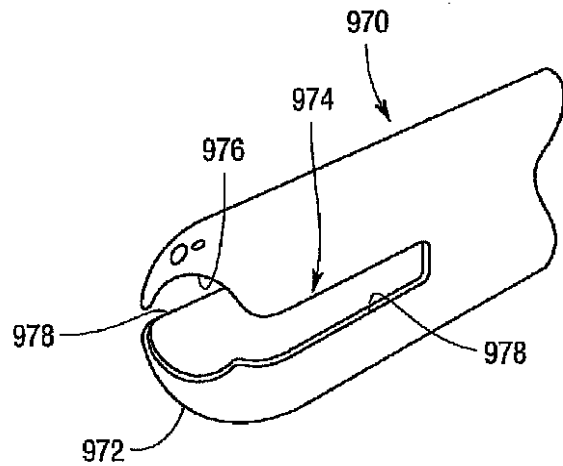
【図53】

**Fig.53**

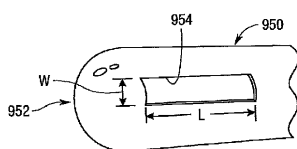
【図54】

**Fig.54**

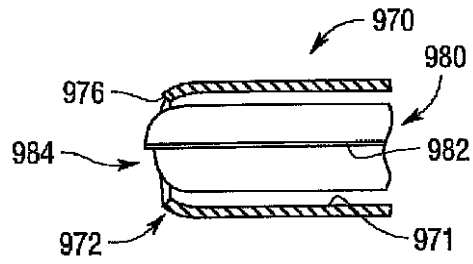
【図56】

**Fig.56**

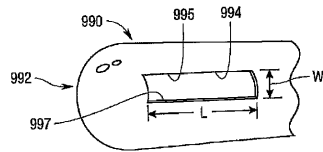
【図55】

**Fig.55**

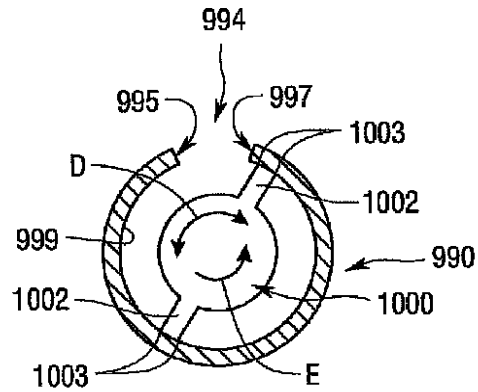
【図57】

**Fig.57**

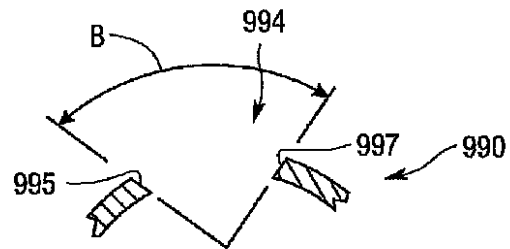
【図58】

**Fig.58**

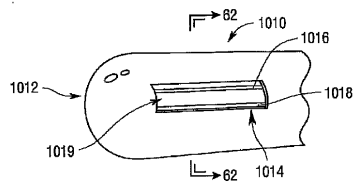
【図59】

**Fig.59**

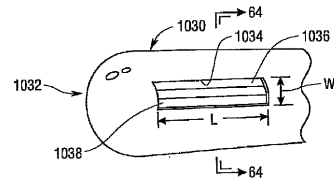
【図60】

**Fig.60**

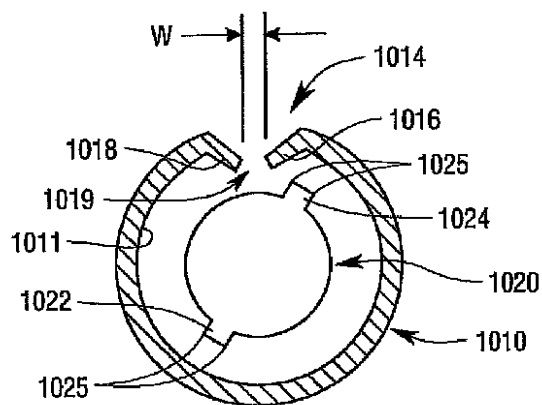
【図61】

**Fig.61**

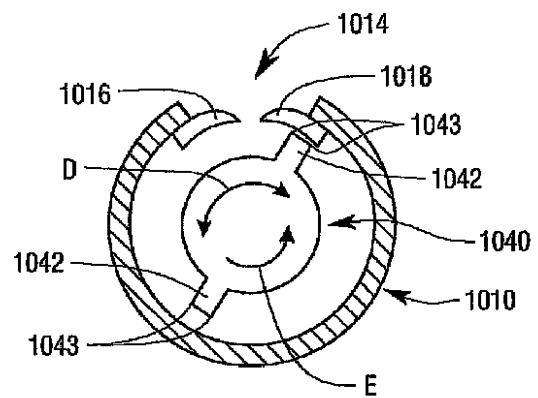
【図63】

**Fig.63**

【図62】

**Fig.62**

【図64】

**Fig.64**

【図 65】

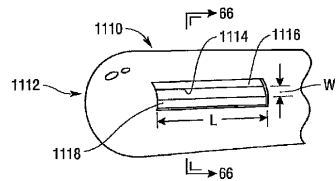


Fig.65

【図 66】

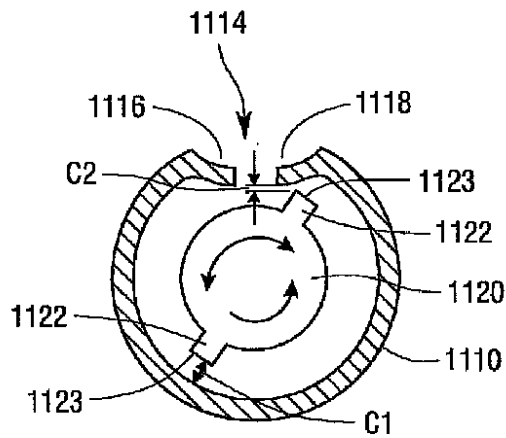


Fig.66

【図 69】

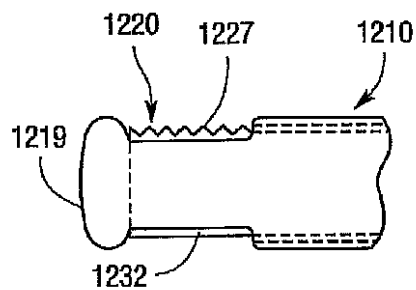
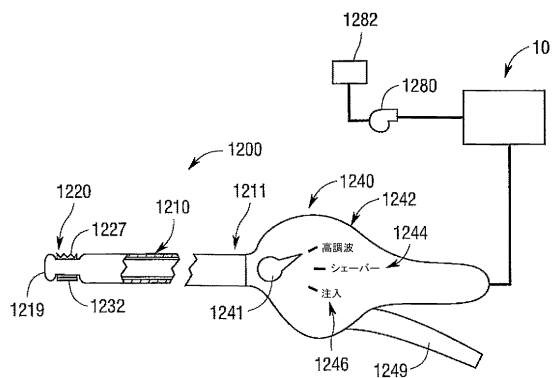


Fig.69

【図 70】



【図 67】

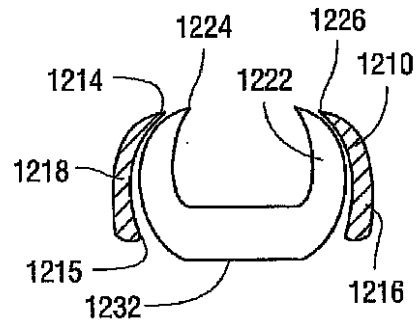


Fig.67

【図 68】

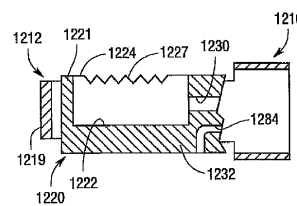
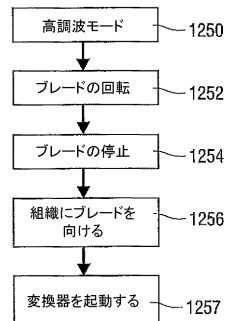
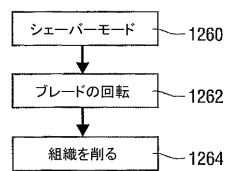


Fig.68

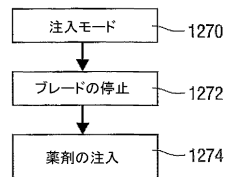
【図 71】



【図 72】



【図 73】



【図 7 4】

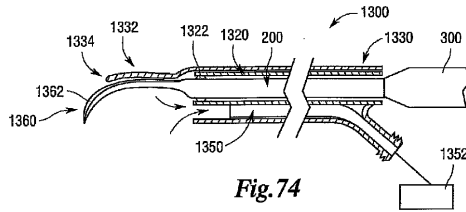


Fig. 74

【図 7 5】

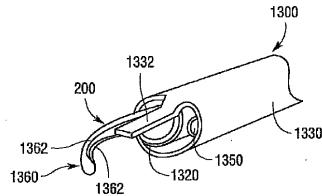


Fig. 75

【図 7 6】

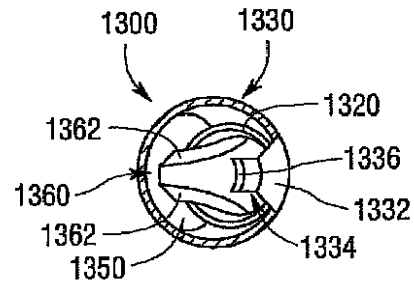


Fig. 76

【図 7 7】

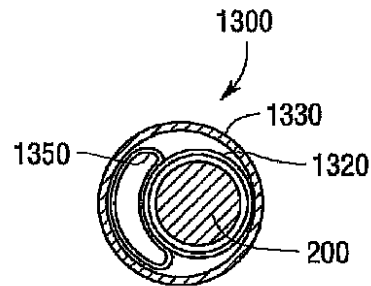


Fig. 77

【図 7 8】

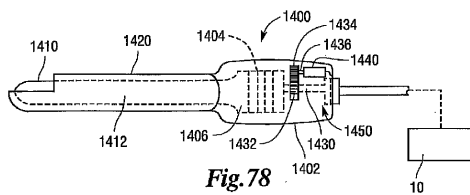


Fig. 78

【図 7 9】

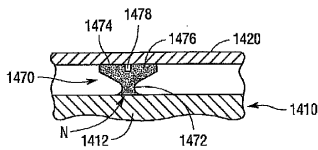


Fig. 79

【図 8 0】

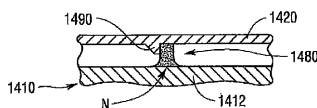


Fig. 80

【図 8 1】

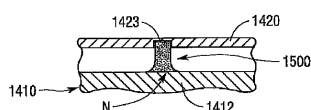


Fig. 81

【図 8 2】

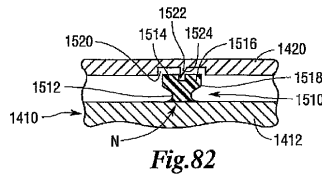


Fig. 82

【図 8 3】

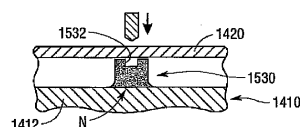


Fig. 83

【図 8 4】

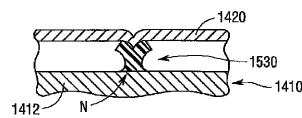


Fig. 84

【図 8 5】

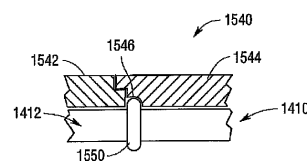


Fig. 85

【図 86】

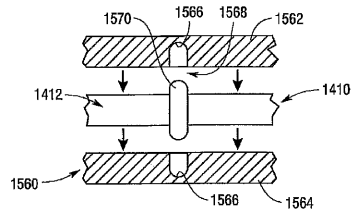


Fig.86

【図 87】

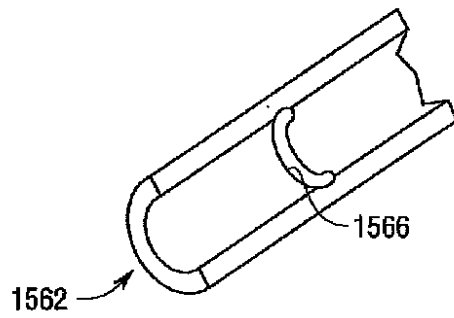


Fig.87

【図 88】

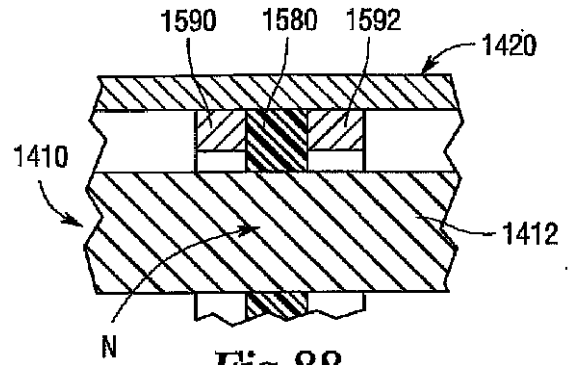


Fig.88

【図 89】

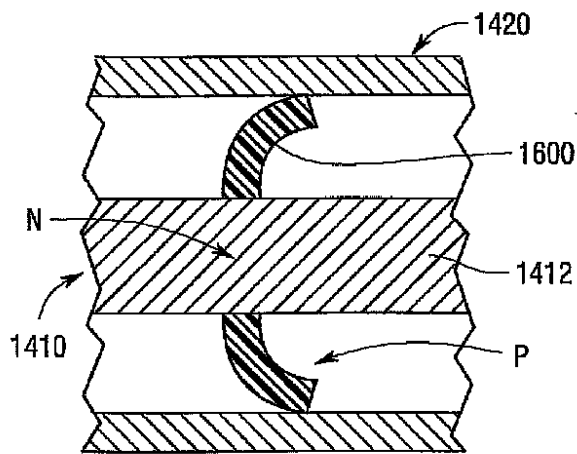


Fig.89

【図 91A】

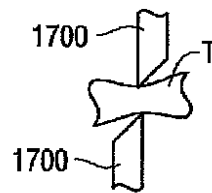


Fig.91A

【図 91B】

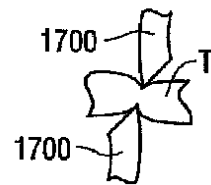


Fig.91B

【図 90】

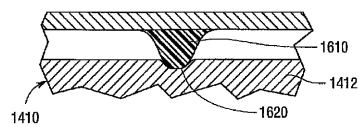
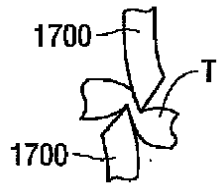
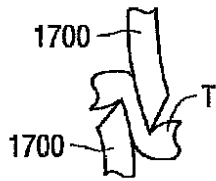


Fig.90

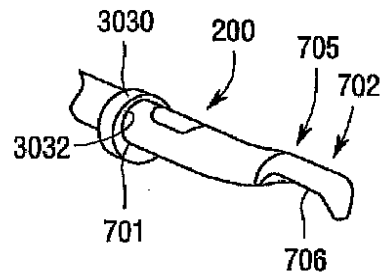
【図 9 1 C】

**Fig.91C**

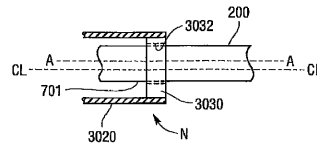
【図 9 1 D】

**Fig.91D**

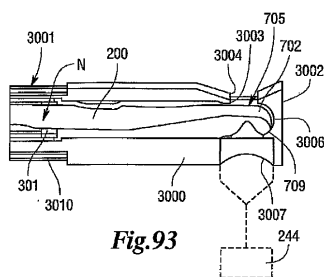
【図 9 2】

**Fig.92**

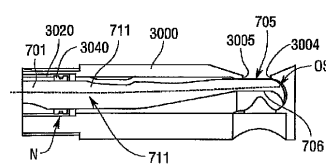
【図 9 2 A】

**Fig.92A**

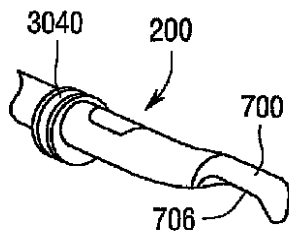
【図 9 3】

**Fig.93**

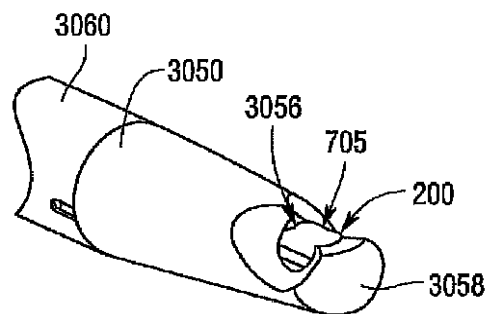
【図 9 5】

**Fig.95**

【図 9 4】

**Fig.94**

【図 9 6】

**Fig.96**

【 図 9 9 】

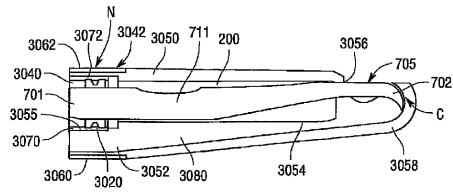


Fig.97

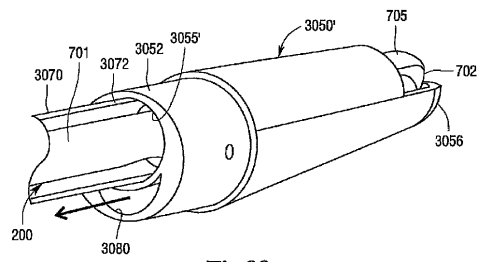


Fig.99

【 図 9 8 】

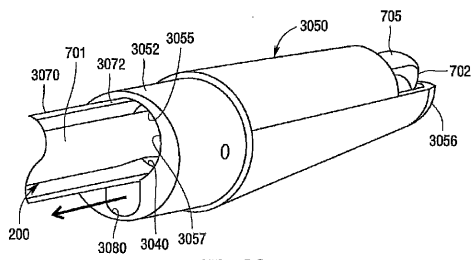


Fig. 98

【 図 1 0 0 】

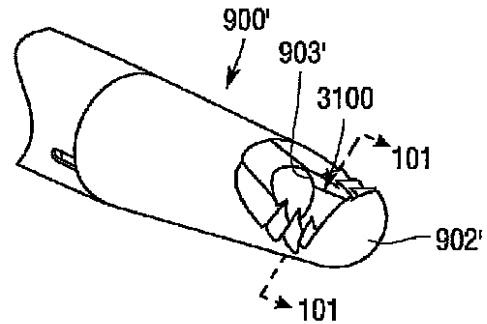


Fig. 100

【 図 1 0 1 】

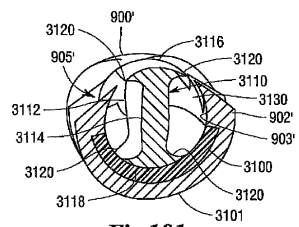


Fig.101

【 図 1 0 2 】

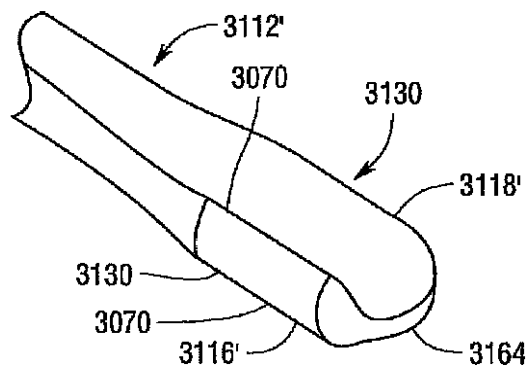


Fig.102

フロントページの続き

- (72)発明者 ロバートソン・ガレン・シー
アメリカ合衆国、45212 オハイオ州、シンシナティ、デルジャー・レーン 5752
- (72)発明者 ティム・リチャード・ダブリュ
アメリカ合衆国、45208 オハイオ州、シンシナティ、モンティース・アベニュー 3405
、ナンバー・1
- (72)発明者 ラップ・キップ・エム
アメリカ合衆国、45147 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 スナイダー・クリスティーナ・エイ
アメリカ合衆国、18014 ペンシルベニア州、バス、ストーン・ポスト・ロード 6090

審査官 毛利 大輔

- (56)参考文献 特開2003-126104(JP,A)
特開平03-037061(JP,A)
特開平04-064351(JP,A)
特表2010-534522(JP,A)
国際公開第2009/018067(WO,A1)
特表2011-505198(JP,A)
国際公開第2009/073402(WO,A2)
国際公開第2008/016886(WO,A2)
特開平09-140722(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00

专利名称(译)	超声波手术器械的可旋转切割实施配置		
公开(公告)号	JP5795337B2	公开(公告)日	2015-10-14
申请号	JP2012552952	申请日	2011-02-09
[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	ロバートソンガレンシー ティムリチャードダブリュ ラップキップエム スナイダークリスティーナエイ		
发明人	ロバートソン・ガレン・シー ティム・リチャード・ダブリュ ラップ・キップ・エム スナイダー・クリスティーナ・エイ		
IPC分类号	A61B18/00		
FI分类号	A61B17/36.330		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	12/703875 2010-02-11 US		
其他公开文献	JP2013519438A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在一般方面，本发明涉及一种超声外科手术器械，其包括可旋转地支撑其中的超声换能器组件的手持件壳体，该超声换能器组件可通过容纳在其中的马达选择性地旋转。公开了各种形式的刀片和护套附接构造，并且刀片可以在中空外护套内选择性地旋转。中空外部护套在其中具有至少一个开口，叶片尖端可以通过该开口暴露于组织。可以对切割工具施加真空，或者可以通过外部护套施加真空以通过护套中的开口抽吸组织并接触刀片的一部分。

(21) 出願番号	特願2012-552952 (P2012-552952)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成23年2月9日 (2011.2.9)		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2013-519438 (P2013-519438A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成25年5月30日 (2013.5.30)		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 45
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/024197		45
(87) 国際公開番号	W02011/100328	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成23年8月18日 (2011.8.18)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成26年2月6日 (2014.2.6)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	12/703,875		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成22年2月11日 (2010.2.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く