

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5872489号
(P5872489)

(45) 発行日 平成28年3月1日(2016.3.1)

(24) 登録日 平成28年1月22日(2016.1.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 17/56 (2006.01)	A 6 1 B 17/56

請求項の数 9 (全 59 頁)

(21) 出願番号	特願2012-552947 (P2012-552947)	(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2013-519435 (P2013-519435A)		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/US2011/024183	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開番号	W02011/100316		弁理士 加藤 公延
(87) 国際公開日	平成23年8月18日(2011.8.18)	(74) 代理人	100130384
審査請求日	平成26年2月6日(2014.2.6)		弁理士 大島 孝文
(31) 優先権主張番号	12/703,860		
(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)		
前置審査			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 回転切断用具を備える、超音波駆動の外科用器具

(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、切断部材に連結される超音波変換器アセンブリと、

前記超音波変換器アセンブリと一緒に回転するために、前記超音波変換器アセンブリに直接連結されたモーターと、

前記モーターに隣接する前記ハウジング内に不動に支持されたモータ固定子であって、モータ駆動信号が前記モーターに適用されたときに、前記モーター及び前記超音波変換器アセンブリが、前記ハウジング内で回転させられる、モータ固定子と

、
制御システムから前記モーターへと前記モータ駆動信号を伝達するように構成されたスリップリングアセンブリであって、前記スリップリングアセンブリは、超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへと超音波電気信号を伝達するように更に構成される、スリップリングアセンブリとを含み、

前記超音波変換器アセンブリを駆動することにより前記切断部材を超音波振動させて、前記切断部材が組織と接触する際に熱を生成して組織を凝固させる凝固モード、及び、前記超音波変換器アセンブリを第1回転方向、及び、前記第1回転方向と反対方向である第2回転方向との間で振動させる回転振動モードを有する、超音波外科用器具。

10

20

【請求項 2】

前記凝固モードを所定期間にわたって起動するためのスポット凝固ボタンを備え、前記スポット凝固ボタンが選択された場合、前記凝固モードが前記所定期間、起動される、請求項 1 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 3】

前記モータローターが、前記超音波変換器アセンブリと共に、一体的に取り付けられた、少なくとも 1 つの磁石を含む、請求項 1 または 2 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 4】

前記ハウジング上に複数の作動ボタンを更に含む、請求項 1 から 3 の何れか 1 つに記載の超音波外科用器具。

10

【請求項 5】

前記複数の作動ボタンが、

前記モータ駆動信号の前記モータローターへの適用、及び超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を、起動及び無効化するための第 1 作動ボタン、

超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用とは別個に、前記モータ駆動信号の前記モータローターへの適用を起動、無効化及び修正するための第 2 作動ボタン、

制御システムと通信して前記モータ駆動信号の適用を所定の時間にわたって起動し、その後、前記モータ駆動信号の適用を停止して、前記超音波変換器アセンブリを所定の回転の向きで停止する、第 3 作動ボタンであって、前記第 3 作動ボタンは、前記超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を更に起動 / 無効化する、第 3 作動ボタン、並びに、

20

前記制御システムと通信し、前記超音波変換器アセンブリを第 1 回転方向に回転させるための第 1 モータ駆動信号、前記超音波変換器アセンブリを第 2 回転方向に回転させるための第 2 モータ駆動信号、又は前記第 1 回転方向と前記第 2 回転方向との間で前記超音波変換器アセンブリを振動させるための第 3 モータ駆動信号の適用を起動 / 無効化するように構成された、第 4 作動ボタン、の少なくとも 1 つを含む、請求項 4 に記載の超音波外科用器具。

【請求項 6】

前記モータ固定子が、前記ハウジングに不動に取り付けられた少なくとも 1 つの磁石を含む、請求項 1 から 5 の何れか 1 つに記載の超音波外科用器具。

30

【請求項 7】

前記モータ駆動信号を発生するためのモータ制御システムであって、前記モータ制御システムは前記スリップリングアセンブリと通信している、モータ制御システムと、

前記超音波電気信号を発生するための超音波制御システムであって、前記超音波制御システムは前記スリップリングアセンブリと通信している、超音波制御システムと、を更に含む、請求項 1 から 6 の何れか 1 つに記載の超音波外科用器具。

【請求項 8】

前記モータ制御システム及び前記超音波制御システムは、共通の制御ハウジング内に収容される、請求項 7 に記載の超音波外科用器具。

40

【請求項 9】

データリンク、及び前記モータ制御システムと前記超音波制御システムとの間に延びる電力供給導体の少なくとも一方を更に含む、請求項 7 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。

【背景技術】

50

【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ンネルを利用し得る。例えば、米国特許番号第4,970,354号(McGurk-Burleson, 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。

10

【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(Banko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。

20

30

【発明の概要】

40

【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

50

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。

10

【0008】

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。

【0009】

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】

20

【0010】

1つの一般的な態様において、様々な実施形態は、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、ハウジングを含む超音波外科用器具を対象とする。超音波変換器アセンブリに取り付けられたブレードに超音波運動を伝達するために、連結部材が、超音波変換器アセンブリに取り付けられてもよい。モーターが、一緒に回転するために、超音波変換器アセンブリに直接連結されてもよい。モータ固定子は、モーターに隣接するハウジング内に不動に支持されてもよく、それによってモータ駆動信号がモータ固定子に適用されたときに、モーター及び超音波変換器アセンブリが、ハウジング内に回転させられる。スリップリングアセンブリは、制御システムからモータ固定子にモータ駆動信号を伝達するように構成され得る。スリップリングアセンブリは、超音波信号発生器から超音波変換器アセンブリへと超音波電気信号を伝達するように更に構成され得る。

30

【0011】

1つの一般的な態様において、様々な実施形態は、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、ハウジングを含む超音波外科用器具を態様とする。超音波変換器アセンブリに取り付けられたブレードに超音波運動を伝達するために、連結部材が、超音波変換器アセンブリに取り付けられてもよい。モータは、ハウジング内に取り付けられ、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遠位駆動シャフト部分を有する。モータは更に、そこから突出する近位駆動シャフト部分を更に有し得る。一緒に回転移動するために、近位駆動シャフト部分によって支持される内部接触子を有する、スリップリングアセンブリを更に含み得る。内部接触子は、超音波変換器アセンブリと通信するようにして位置付けられてもよい。固定した接触子は、第1内部接触子と回転摺動接触するように位置付けられてもよい。固定接触子は、超音波信号発生器と通信して、内部接触子に超音波電気信号を伝達してもよい。

40

【0012】

更に別の一般的な態様と関連して、内部に内蔵型超音波器具を回転可能に支持する、器具ハウジングを含む、超音波外科用器具アセンブリが提供される。内蔵型超音波外科用器具は、内蔵型超音波外科用器具に取り付けられたブレードに超音波運動を適用するために、内部に超音波変換器アセンブリを有してもよい。モータは、器具ハウジング内に支持され、内蔵型超音波外科用器具と通信して、内蔵型超音波外科用器具に回転運動を選択的に

50

適用してもよい。スリップリングアセンブリは、器具ハウジング内に支持され、内蔵型超音波外科用器具内の超音波変換器アセンブリに超音波電気信号を供給するために、超音波変換器と通信してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0013】

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1A】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。

10

【図1B】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】ハンドピースの非限定的な実施形態の断面図。

【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の実施形態の一部の断面図。

【図5】非限定的なノーズピースの実施形態的部分的な分解組立図。

【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の実施形態の斜視図。

【図8】別の非限定的な外科用器具ハンドピースの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の実施形態の部分断面図。

20

【図10】図9に示される外科用器具ハンドピースの実施形態の斜視図。

【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の実施形態的部分な分解組立図。

【図12】非限定的な連結アセンブリの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の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の実施形態の端面図。

【図16】別の非限定的な外科用器具ハンドピースの実施形態の部分断面図。

30

【図17】非限定的な外部シース及びブレードの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の実施形態の部分斜視図。

【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の実施形態の一部の側面図。

【図21】別の非限定的なブレードの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23A】図23に示される非限定的な外部シースの実施形態の一部の側面図。

【図24】別の非限定的なブレードの実施形態の一部の側面図。

【図25】別の非限定的なブレードの実施形態の一部の側面図。

40

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

【図27】別の非限定的なブレードの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の実施形態の遠位端内の、図27の非限定的なブレードの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の実施形態の部分断面図。

【図30】別の非限定的なブレードの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の実施形態の遠位端内の、図30の非限定的なブレードの実施形態の部分斜視図。

【図32A】図31の外部シースの実施形態内の、図30及び図31の非限定的なブレード

50

ドの実施形態の第1回転位置を例示する。

【図3 2 B】図3 1の外部シースの実施形態内の、図3 0及び図3 1の非限定的なブレードの実施形態の第2回転位置を例示する。

【図3 2 C】図3 1の外部シースの実施形態内の、図3 0及び図3 1のブレードの実施形態の第3回転位置を例示する。

【図3 2 D】図3 1の外部シースの実施形態内の、図3 0及び図3 1のブレードの実施形態の第4回転位置を例示する。

【図3 3】別の非限定的なブレードの実施形態の一部の斜視図。

【図3 4】非限定的な外部シースの実施形態内の、図3 3ブレードの実施形態の部分斜視図。

【図3 4 A】別の非限定的なブレード及び外部シースの実施形態の部分斜視図。

【図3 5】別の非限定的なブレードの実施形態の一部の斜視図。

【図3 6】別の非限定的な超音波外科用器具の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の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の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の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の外科用器具の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の外科用器具の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の外科用器具の実施形態の側面図。

【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の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、格納式安全シースの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、格納式安全シースの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面図。

【図4 6】別の非限定的なブレードの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の実施形態の断面図。

【図4 9】別の非限定的なブレードの実施形態の断面図。

【図5 0】別の非限定的なブレードの実施形態の断面図。

【図5 1】別の非限定的なブレードの実施形態の断面図。

【図5 2】別の非限定的な外部シース及びブレードの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の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の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の実施形態の部分斜視図。

【図5 7】別の非限定的なブレードの実施形態を支持する、図5 6の外部シースの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の実施形態の部分斜視図。

10

20

30

40

50

- 【図 5 9】別の非限定的な外部シース及びブレードの実施形態の断面図。
- 【図 6 0】非限定的な外部シースの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の実施形態の斜視図。
- 【図 6 2】図 6 1 の外部シース及びブレードの実施形態の断面図。
- 【図 6 3】別の非限定的な外部シースの実施形態の斜視図。
- 【図 6 4】図 6 3 の外部シース及びブレードの実施形態の断面図。
- 【図 6 5】別の非限定的な外部シースの実施形態の斜視図。
- 【図 6 6】図 6 5 の外部シース及びブレードの実施形態の断面図。
- 【図 6 7】別の非限定的な外部シース及びブレード構成の断面図。 10
- 【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、非限定的なハンドピースハウジングの実施形態の側面図。
- 【図 7 1】図 7 0 の外科用器具の実施形態を使用する方法。
- 【図 7 2】図 7 0 の外科用器具の実施形態を使用する別の方法。
- 【図 7 3】図 7 0 の外科用器具の実施形態を使用する別の方法。
- 【図 7 4】別の非限定的な外科用器具の実施形態の部分的な側方断面図。
- 【図 7 5】図 7 4 に示される外科用器具の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。 20
- 【図 7 6】図 7 5 の外部シース及びブレードの構成の端面図。
- 【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図。
- 【図 7 8】別の非限定的な超音波外科用器具の実施形態の側面図。
- 【図 7 9】超音波用具の実施形態の、中空のシースと導波管部分との間の非限定的な封止部の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 0】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 1】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 2】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。 30
- 【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の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 4】適所でひだを付けた後の、図 8 3 の封止部の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 5】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。
- 【図 8 6】超音波用具の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の実施形態の部分断面図分解組立図。
- 【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】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。 40
- 【図 8 9】超音波用具の実施形態の、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の実施形態の部分断面図。
- 【図 9 0】超音波用具の実施形態の、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の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つの切断縁部の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ブッシングの実施形態の一部の斜視図。 50

【図92A】非限定的な外科用器具の実施形態の内部シース内に挿入された、図92のブレード及びブッシングの一部の部分断面図。

【図93】非限定的な外科用器具の実施形態の、図92のブレード及びブッシングの実施形態の一部の部分断面図。

【図94】非限定的な切断ブレード及びブッシングの実施形態の一部の斜視図。

【図95】非限定的な外科用器具の実施形態の内部シース内に挿入された、図94のブレード及びブッシングの実施形態の一部の部分断面図。

【図96】非限定的なブレード及び外部シースの実施形態の一部の部分斜視図。

【図97】図96のブレード及び外部シース構成の断面図。

【図98】図97の外部シース及びブレードの一部の部分背面斜視図。

10

【図99】別の非限定的な外部シース及びブレードの実施形態の一部の部分背面図。

【図100】別の非限定的な外部シースの実施形態の部分斜視図。

【図101】内部に切断ブレードの実施形態を支持する、図100の外部シースの実施形態の断面図。

【図102】別の非限定的なブレードの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も所有し、これらは本明細書において参照として各全体が組み込まれる。

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END6689USNP/090342号、

20

同第_____号、表題「SEAL ARRANGEMENTS FOR ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号第END6690USNP/090343号、

同第_____号、表題「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATABLE BLADE AND HOLLOW SHEATH ARRANGEMENTS」、代理人整理番号第END6691USNP/090344号、

30

同第_____号、表題「ROTATABLE CUTTING IMPLEMENT ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号第END6692USNP/090345号、

同第_____号、表題「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH PARTIALLY ROTATING BLADE AND FIXED PAD ARRANGEMENT」、代理人整理番号第END6693USNP/090346号、

同第_____号、表題「DUAL PURPOSE SURGICAL INSTRUMENT FOR CUTTING AND COAGULATING TISSUE」、代理人整理番号第END6694USNP/090347号、

40

同第_____号、表題「OUTER SHEATH AND BLADE ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号第END6695USNP/090348号、

同第_____号、表題「ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH MOVING CUTTING IMPLEMENT」、代理人整理番号第END6687USNP/090349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END6686USNP/090367号。

【0015】

50

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。

【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、特定の特征、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征、構造、又は特性は、1つ以上の他の実施形態の特征、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、並びに、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 (Austin, Texas)により、モデル番号NICRIO-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によってモータ駆動26に更に連

10

20

30

40

50

結され、やはりモータ駆動 26 に 24 D V C を供給し得る。モータ駆動 26 は N a t i o n a l I n s t r u m e n t s によって製造されるモータ駆動を含み得る。制御モジュール 24 はまた、モータ駆動 26 に電力を供給するために、ケーブル 27 によりモータ駆動 26 に連結され得る。従来のなフットペダル 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、N a t i o n a l I n s t r u m e n t s によりモデル番号 C T P 1 2 E L F 1 0 M A A 0 0 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 . D i g i t a l (V a n c o u v e r , W a s h i n g t o n) によりモデル番号第 E 2 - 5 0 0 - 1 9 7 - 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 によってモータ駆動 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、コンピューター 40 を含み得る。

【 0 0 2 0 】

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 内に收容される。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、制御システム 20 へのフットペダルの迅速な取り付けを促進してもよい。A / C 電力は、ケーブル 52 に取り付けられている取り外し可能なケーブルコネクタ 54 に取り付けられた、従来のなプラグ / ケーブル 50 によって、電源 22 に供給され得る。コンピューター 40 は、ケーブル 42 に連結される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 によってモータ駆動 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 をモータ駆動 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 内に收容され得る。

【 0 0 2 1 】

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 内に收容され得る。図 1 A 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 1 B を参照されたい。

【 0 0 2 2 】

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 はそれぞれ、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る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 の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。

【 0 0 2 3 】

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により全体が組み込まれる。他のその全てが参照により本明細書に組のような装置は以下の米国特許の1つ以上に開示され組み込まれる；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 Surgical 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」。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

内蔵型超音波外科用器具 1 1 0 は、Ethicon Endo - Surgery により、モデル番号 H P 0 5 4 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 1 0 0 と共に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 1 1 0 はハウジング 1 1 2 を含み、これは電氣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 1 1 4 を支持し、この変換が変換器アセンブリ 1 1 4 の端部の長手方向の振動運動を生じる。超音波変換器アセンブリ 1 1 4 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 1 1 4 が、2 つのシリンダ 1 1 6 と 1 1 8 との間に取り付けられてもよい。加えて、シリンダ 1 2 0 は、シリンダ 1 1 8 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 1 2 2 においてハウジングに取り付けられる。ホーン 1 2 4 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 1 2 6 に取り付けられてもよい。ブレード 2 0 0 は、カップラー 1 2 6 に固定され得る。結果として、ブレード 2 0 0 は、超音波変換器アセンブリ 1 1 4 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 1 1 4 の端部は、超音波変換器アセンブリ 1 1 4 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。

10

20

【 0 0 2 6 】

超音波器具 1 1 0 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、このような要素のそれぞれ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 1 2 4 のブレード 2 0 0 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 1 2 4、並びにブレード/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 2 0 0 に近い音響取り付けホーン 1 2 4 の端部の最大前後運動を生成する。超音波変換器アセンブリ 1 1 4 における 2 0 ~ 2 5 マイクロメートルの運動は、ホーン 1 2 4 によって、約 4 0 ~ 1 0 0 マイクロメートルのブレード運動に増幅され得る。

30

【 0 0 2 7 】

フットペダル 3 0 又は他のスイッチ構成の動作によって超音波器具 1 1 0 に電力が適用されるとき、制御システム 2 0 は例えば、ブレード 2 0 0 をおおよそ 5 5 . 5 k H z 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 2 0 0 は、超音波振動速度において、約 4 0 ~ 1 0 0 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 2 0 0 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 2 0 0 の加速が、運動するブレード 2 0 0 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 2 0 0 の切断効率性、並びに止血の度合いは、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。

40

【 0 0 2 8 】

図 2 に見られるように、超音波器具 1 1 0 は尾部駆動アダプター 1 3 0 及び遠位ハンドピースアダプター 1 3 4 によって、ハウジング 1 0 2 内に支持される。尾部駆動アダプター 1 3 0 は、近位ベアリング 1 3 2 によってハウジング 1 0 2 内に回転可能に支持され、モータ 1 9 0 の出力シャフト 1 9 2 に回転不可能に連結される。図 2 を参照されたい。尾

50

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るものに限定されない、回転運動を包括する。

【0030】

超音波器具 110 に超音波発生器 12 からの電力を提供するため、スリップリングアセンブリ 150 が利用され得る。図 2 に見られるように、導体 151、152 は、超音波変換器アセンブリ 114 に連結され、尾部駆動アダプター 130 の中空茎部 132 を通じて延びる。中空茎部 132 は、モータ 190 の駆動シャフト 192 に取り付けられ、スリップリングアセンブリ 150 内で自由に回転する。第 1 内部接触子 154 は、軸 A - A を中心に共に回転移動するために、中空茎部 132 に取り付けられている。第 1 内部接触子 154 は、スリップリングアセンブリ 150 内に固定された外部接触子 156 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 154、156 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 157、158 は、固定された外部接触子 156 に連結され、発生器ケーブル 14 を形成する。導体 191 及び 193 は、モータに取り付けられて、モータケーブル 74 を形成し、導体 195、197 はエンコーダ 194 に取り付けられて、エンコーダケーブル 70 を形成する。モータシャフト 192 の回転は、尾部駆動アダプター 130、及びこれに取り付けられた超音波器具 110 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 192 の回転はまた、内部接触子 154 の回転を生じる。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 との間の接触又は「電気的通信」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器アセンブリ 114 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、従来のなポ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。

【0031】

様々な実施形態はまた、締結具 161 によってハウジング 102 の遠位端 103 に取り外し可能に取り付けられ得る、遠位ノーズピース 160 を含む。図 5 を参照されたい。1 つ以上のシム部材 162 は、遠位端 103 とノーズピース 160 との間に位置付けられ、ハウジング 102 とノーズピース 160 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 160 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 200 の遠位端 202 は、内部シース封止部 212 内に軸支された、中空のカップラー区分 210 を通じて延びる。内部シース封止部 212 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 210 とノーズピース 160 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 220 は、例えば溶接によって中空のカップラー区分 210 に取り付けられてもよく、又は中空のカップラー区分 210 は、内部シース 220 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 216 は、ブレード部材 200 及び中空カップラー区分 210 を通じて横方向に延び、内部シース 220 とブレード部材 200 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 214 は、ブレード 200 の周囲に軸支されて、ブレード 200 を内部シース 220 から音響的に分離してもよい。ブレード部材 200 は、内

10

20

30

40

50

部がねじ状であり、カップラー 126 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 201 を有し得る。ブレード 200 のカップラー 126 への締め付けを促進するために、締め付け孔 108 (図 2) がハウジング 102 を通じて提供され、ツール (例えば、アレンレンチ) がこれを通じて、尾部駆動アダプター 130 の孔 131 に挿入されて、超音波外科用器具 110 及びこれに取り付けられたカップラー 126 の回転を防ぐ。一度ブレード 200 がカップラー 126 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 108、131 から取り除き、ねじ付きプラグ (図示されない) を孔 108 に挿入して、流体ノイズがこれを通じてハウジング 102 に入るのを防ぐことができる。

【0032】

様々な実施形態において、外部シース 230 が、内部シース 220 及びブレード部材 200 と同軸状に位置合わせされてもよく、例えば、溶接、ろう接、オーバーモルディング又は圧力嵌めによって、ノーズピース 160 の遠位端 163 に取り付けられてもよい。図 4 に見られるように、吸引ポート 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、吸引ポート 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る回収容器 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、吸引ポート 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。長手方向の超音波運動のための周波数範囲は、例えば約 30 ~ 80 kHz 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 ~ 6000 rpm 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で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、既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/無効化し、これによって止血せずに切断するための第 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 秒などの既定の期間にわたって起動してもよい。制

10

20

30

40

50

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、並びに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、並びにこれらの対応する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。

10

【0036】

図6及び図7は、別の外科用器具300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300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。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、締結具161によってハウジング302に取り付けられてもよい。

20

【0037】

この実施形態において、超音波変換器アセンブリ314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316を有し、一般的に320として指定される一体的なモーターを形成する。モータ固定子リング330が、示されるようにハウジング302内に取り付けられる。導体332、334は、モータ固定子リング330に取り付けられて、共通シース76を通じて延び、上記の制御システム20内のモータケーブル33に取り付けられる。中空のシャフト340はモーター320を通じて延びて、導体151、152のために経路を形成する。導体151、152は、超音波変換器アセンブリ314及び内部接触子154に連結される。内部接触子154は、やはりハウジング302内に支持されるスリップリングアセンブリ150内に回転可能に延びる、中空のシャフト340の一部に取り付けられる。中空のシャフト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。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。電力がモータ固定子330に供給されると、これによりローター320及び一体型超音波変換器314が軸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器アセンブリ314に伝達される。外科用器具300は、上記の種類、構成要素を含み、上記の様々なモードで使用され得る。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。

30

40

【0038】

図8は、別の外科用器具400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400は、超音波ホーン324に取り付けられた超音波変換器ア

50

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 4 1 0 に取り付けられた中空のシャフト 3 4 0 を通じて延びる。中空のシャフト 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。モータ導体 4 3 2 は、第 1 内部モータ接触子 4 3 6 に取り付けられ、モータ導体 4 3 4 は第 2 内部モータ接触子 4 3 8 に取り付けられる。第 1 内部モータ接触子 4 3 6 及び第 2 モータ内部接触子 4 3 8 は、一般的に 4 5 0 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のシャフト 3 4 0 の部分上に支持される。スリップリングアセンブリ 4 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）、導体 4 4 1 に連結される第 1 外部モータ接触子 4 4 0、及び導体 4 4 3 に連結される第 2 外部モータ接触子 4 4 2 を含む。導体 4 4 1、4 4 3 は、上記のモータケーブル 7 4 を形成する。臨床医が、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に、かつ最終的にブレード 2 0 0 に全回転運動を適用することを所望する場合、臨床医はモータ駆動 2 6 からブラシ付きモータ 4 1 0 に電力を供給させる。

【 0 0 4 0 】

この実施形態において、導体 1 5 1、1 5 2 は、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 に取り付けられ、中空のシャフト 3 4 0 を通じて延びて、中空のシャフト 3 4 0 に取り付けられた、内部変換器接触子 1 5 4 に連結される。スリップリングアセンブリ 4 5 0 は、上記のように、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、固定された外部変圧器接触子 1 5 6 を含む。電力がブラシ付きモータ 4 1 0 に供給されると、これによりモータ 4 1 0、超音波変換器アセンブリ 3 1 4 及びモータシャフト 3 4 0 は、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 との間の回転摺動接触又は電気的通信により、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器アセンブリ 3 1 4 に伝達される。外科用器具 4 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。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。

【 0 0 4 1 】

図 9 ~ 1 3 は、別の外科用器具 5 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 5 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 5 3 0 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 4 2 】

10

20

30

40

50

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、モータ駆動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。

【0043】

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、厚さ0.008インチ(0.020cm)のアルミニウム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に提供されるとき、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からスリップリングアセンブリ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器アセンブリ

10

20

30

40

50

り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内に回転可能に支持されるPZTハウジング602に取り付けられる。超音波ホーン324は、上記の方法によりブレード200の近位端に連結され得る。ノーズピース160は、上記の方法により、締結具161によってハウジング302に取り付けられてもよい。

【0047】

この実施形態は、上記の種類及び構成のステップモータを含み得る、モータ510を含む。モータ510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24（図1）と通信する。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、モータ駆動26（図1）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。

【0048】

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、回転可能な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314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510を超音波変換器アセンブリ314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、PZTハウジング602に取り外し可能に連結されてもよい。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。上記のように、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。PZTハウジング602は、内部に薄いプレート材料542を受容するような大きさの孔603を有する、近位端部604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603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PZTハウジング602及び超音波アセンブリ314、並びに超音波ホーン324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、PZTハウジング602の近位端部604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。この実施形態はまた、上記の薄いプレート部材542'を利用する。

【0049】

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PZTハウジング602及び超音波変換器アセンブリ314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314の駆動を所望するとき、超音

10

20

30

40

50

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器アセンブリ 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 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。

10

【 0 0 5 0 】

器具 3 0 0、4 0 0、5 0 0 及び 6 0 0 のそれぞれにおいて利用されるハウジング 3 0 2 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。

【 0 0 5 1 】

超音波ブレード及びシースの実施形態

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の実施形態は、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。

20

【 0 0 5 2 】

図 1 7 ~ 2 1 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 2 0 0 及び外部シース 2 3 0 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 2 0 0 は遠位端部 7 0 0 を有してもよく、外部シース 2 3 0 は遠位端部 7 2 0 を有してもよい。ブレード 2 0 0 は例えば、チタンから作製されてもよく、外部シース 2 3 0 は例えば、ポリエーテルエーテルケトン（「PEEK」）Ult em（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 2 0 0 は、超音波ホーン 3 2 4（図 6 ~ 1 0 及び 1 6）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 2 0 0 の遠位端部 7 0 0 は、上部に形成された、湾曲した先端部 7 0 2 を有し得る。湾曲した先端部 7 0 2 は、各横方向側部 7 0 5 上に形成された切断縁部 7 0 6 を有する弓状頂部区分 7 0 4 を有し得る。切断縁部 7 0 6 は、共通の、実質的に尖った遠位端 7 0 8 で、遠位方向で終わってもよい。尖った遠位端 7 0 8 は比較的鈍くてもよく、又は尖った遠位端 7 0 8 は比較的鋭利な先端部を有してもよい。図 2 0 に見られるように、尖った遠位端 7 0 8 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 1 9 に示されるように、様々な実施形態において、切断縁部 7 0 6 は互いに交差せず、中央部分 7 0 7 によって分離されてもよい。図 2 0 に見られるように、ブレード 2 0 0 は導波管部分又は近位ブレード部分 7 1 2 から遠位方向に突出する、より細い首部 7 1 0 を有してもよい。ノード 7 1 4 は、首部 7 1 0 が近位部分 7 1 2 から突出する領域において形成され得る。

30

40

【 0 0 5 3 】

図 1 7 に見られるように、外部シース 2 3 0 はまた、内部に形成されたウィンドー又は開口部 7 2 2 を有する遠位端部 7 2 0 を有し、ブレード 2 0 0 の遠位端部 7 0 0 を露出する。図 1 7 に更に見られるように、外部シース 2 3 0 は実質的に鈍い端部 7 2 4 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 7 2 2 は、シース 2 3 0

50

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 上の切断縁部 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。フェンダー 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 と締めまりばめを生成するような大きさ、例えば、0.005 インチ（0.0127 cm）であってもよい。

10

【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、軸方向吸引経路 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 との間から出て、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（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）を低減するように機能し得る。

20

30

【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 0.25 インチ（0.635 cm）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。

40

50

【 0 0 5 8 】

図 2 3 ~ 2 4 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 2 0 0 は、上記のブレード構成の遠位端部 7 0 0 と実質的に同様の遠位端部 7 6 0 を有する。しかしながら、遠位ブレード部分 7 6 0 は、ブレード先端部 7 6 2 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 2 4 を参照されたい。図 2 3 に見られるように、外部シース 2 3 0 の遠位端部 7 2 0 のウィンドー 7 2 2 ' は、端部壁 7 2 5 から鈍い先端部 7 2 4 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 7 2 4 は 9 0 ° 超、かつ 1 8 0 ° 未満（すなわち、図 2 3 A の角度「A」は、9 0 ° 超かつ 1 8 0 ° 未満）だけ延びるノーズを含む。

【 0 0 5 9 】

図 2 5 及び図 2 6 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 2 0 0 ' は、ブレード 2 0 0、又は本明細書において記載される他のブレー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 7 0 0 ' は、非平坦化した表面 7 0 5 ' を有する。このような非平坦化した表面 7 0 5 ' は、ブレード 2 0 0 ' の遠位端部 7 0 0 ' 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 2 3 0 (図 2 6) の遠位端部 7 2 0 のウィンドー 7 2 2 ' 内に引きこむ。より多くの組織をウィンドー 7 2 2 に引きこむことにより、ブレード 2 0 0 ' の前方切断縁部 7 0 6 ' 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。

【 0 0 6 0 】

図 2 7 ~ 2 9 は、別の非限定的なブレードの実施形態を例示する。この実施形態において、ブレード 2 0 0 " は、本明細書において記載されるブレード 2 0 0 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 7 0 0 " は、ブレード 2 0 0 " が外部シース 2 3 0 内で回転する際に、組織を引き、かつ切断するために、上面 7 0 5 " から外側に突出する、一連の半径方向に延びる切断歯 7 0 7 を有する。

【 0 0 6 1 】

図 3 0、3 1 及び 3 2 A ~ D は、別の非限定的なブレード及び外部シースの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 8 0 0 は、このような潜在的な欠点に対処する。

【 0 0 6 2 】

図 3 0 に見られるように、ブレード 8 0 0 は、本明細書において記される差異を除き、ブレード 2 0 0 と実質的に同じであり得る。特に、ブレード 8 0 0 は、遠位端部 8 1 0 で終わる首部 8 0 3 を含み得る。遠位端部 8 1 0 は、若干湾曲した先端部 8 1 2 を有し得る。一連の歯 8 1 7 は、遠位端部 8 1 0 の少なくとも一方の横方向側部 8 1 3 又は 8 1 5 に提供され得る。図 3 2 A ~ D に示される実施形態において、歯 8 1 7 及び 8 1 9 は、遠位端部 8 1 0 の横方向側部 8 1 3、8 1 5 上に形成される。遠位端部 8 1 0 は、若干ドーム状の頂部 8 2 1 を更に有する。図 3 0 ~ 3 2 D に示される実施形態において、歯 8 1 7 は、その間に一連の弓状の開口部 8 2 3 を画定する、比較的鋭い点を含む。歯 8 1 9 はまた、その間に一連の弓状の開口部 8 2 5 を有する、比較的鋭い点を含む。図 3 0 に示されるように、軸方向吸引経路 8 0 5 は、ブレード 8 0 0 の首部 8 0 3 を通じて提供され得る。軸方向吸引経路 8 0 5 は、ノード 8 0 8 の領域内の横方向吸引経路 8 0 7 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 8 0 5、8 0 7 を通過し、内部シース (図示されない) と外部シース 8 5 0 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。

【 0 0 6 3 】

外部シース 8 5 0 は上記の外部シース 2 3 0 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 8 5 2 を有し、これは内部に形成されたウィンドー又は開

10

20

30

40

50

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わたって広がり、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 817 の間の弓状開口部 823 は、全体的に、ブレード 800 と遠位シース先端部 852 との間に第 1 横方向吸引経路 870 を形成するように露出され、吸引経路 805（図 30）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 800 のドーム状情報部分 821 は、組織が開口部 854 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 852 の開口部 854 を被覆する。ブレードが回転し続けると、図 32C は、歯 819 の間の弓状開口部 825 は全体として、第 2 横方向切断縁部 864 とブレード 800 との間に、第 2 横方向吸引経路 872 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 800 が反時計回り方向に回転し続けると、第 3 吸引経路 874 が露出されて、組織が開口部 854 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 858 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 850 内のブレード 800 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 854 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 33 及び図 34 は、以下に記される差異を除いては、ブレード 200 と実質的に同じであり得る、別のブレードの実施形態 880 を例示する。特に、ブレード 880 は、遠位組織切断部分 884 で終わる、導波管又は近位部分 882 を含み得る。ブレード 880 の近位部分 882 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 884 は、内部に形成される対向する弓状チャンネル 886、888 を有し得る。第 1 弓状チャンネル 886 は、第 1 切断縁部 890 を画定してもよく、第 2 弓状チャンネル 888 は第 2 切断縁部 892 を画定してもよい。このブレードの実施形態は、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 230 と同様であり得る中空の外部シース 900 が利用され、丸い又は鈍いノーズ部分 902、及びウィンドー 904 を有する遠位シース先端部 901 を含む。中空の外部シース 900 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 901 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 904 は、上記の様々な方法により、ブレード 880 が外部シース 900 内で回転する際に、組織を剪断分離するように、ブレード 880 の切断縁部 890、892 と協働する、弓状切断縁部 906 を形成する。少なくとも一実施形態において、ブレード 880 の近位部分 882 は、中空の外部シース 900 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 34 に見られるように、ブレード 880 が（矢印「R」によって表される）弓状チャンネル 886 を回転させると、886 はブレード 880 の遠位端 884 と、遠位シース先端部 901 の壁部との間に開口部 894、896 を画定し、外部シース 9

10

20

30

40

50

00の内壁とブレード800の首部882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880は、時計回り若しくは反時計周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込まれた組織を効果的に切断する。図34Aは、例えば、各切断縁部890'、892'に形成された一連の鋸歯状切断歯905'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901'を表す。

【0066】

図35は、以下に記される差異を除いては、ブレード200と実質的に同じであり得る、別のブレードの実施形態910を表す。特に、ブレード910は、遠位組織切断部分914で終わる、導波管又は近位部分912を含み得る。ブレード910の近位端部912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914は内部に形成された対向するチャンネル916を有してもよく、これらは協働して第1切断縁部920及び第2切断縁部922を画定する。このブレードの実施形態は、上記の様々な外部シース構成のいずれかと関連して使用され得、組織切断の目的のために、単一の方向「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916はブレード910の組織切断部分914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912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。

【0067】

図36は、別の外科用器具2000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2000は、超音波ホーン324に取り付けられた超音波変換器アセンブリ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、超音波変換器アセンブリ314、及び超音波ホーン324は、既知の方法によりハウジング302内に回転不可能に支持されてもよい。導体151、152により、超音波発生器12から超音波変換器アセンブリ314に電気制御信号が供給されてもよい。超音波発生器12を起動すると、超音波発生器アセンブリ314が超音波ホーン324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2010は、ホーンから超音波運動を受けのために、超音波ホーン324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2010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324に連結され得る。

【0068】

この実施形態は、外部シース2010内に回転可能に支持され、ハウジング302内に支持されるモータ510に連結される、回転可能なブレード2020を含む。モータ510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510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24(図1)と通信する。ブレード2020は、中空の遠位部分2022、及び中実の近位部分2024を有し得る。図36Aを参照されたい。中実の近位部分2024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520に取り付けられてもよい。モータ駆動シャフト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得る。制御信号がモータ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、これによりブレード2020が外部シース2010内で軸A-Aを中心に回転する。

【0069】

図36Aに更に見られるように、中空の外部シース2010は内部に吸引ポート240を有する中空のノーズピース160内に支持される。可撓性管242は、吸引ポート240と取り付けられて、一般的に244として示される吸引源に連結される回収容器243と連絡してもよい。中空のシース2010は、図36Aに示される吸引ポート240の各

10

20

30

40

50

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 2013 及び遠位封止部 2015 によって、ノーズピース 160 内に支持され得る。中空のシース 2010 は、近位封止部 2013 と遠位封止部 2015 との間の吸引ポート 240 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 2014 を備える。加えて、ブレード 2020 の中空の遠位部分 2022 は、少なくとも近位ブレード封止部 2025 及び遠位ブレード封止部 2027 により、中空のシース 2010 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 2028 は、少なくとも 1 つの近位シース開口部 2014 へと排出するため、近位ブレード封止部 2025 と遠位ブレード封止部 2027 との間の、ブレード 2020 の中空部分 2022 を通じて提供されてもよい。

【0070】

様々な実施形態において、中空の外部シースの遠位端部 2011 は閉じられて、ブレード 2020 の遠位組織切断部分 2025 を露出するために、少なくとも 1 つの開口部又はウィンドー 2012 を備える。少なくとも 1 つの実施形態において、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 内に引き込まれ得る。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、脊椎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、脊椎円盤物質が除去されると、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 に引き込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 の近位端上に形成されて、臨床医がそこに摺動起動力を適用することを可能にして

10

20

30

40

50

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
10
 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とし得る。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、1 インチ（2.54 cm）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
20
 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、閉じた丸い若しくは鈍いノーズ部分 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 0.25 インチ（0.635 cm）の長さを有する。シース 950 は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。
30

【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 0.001 インチ（0.0025 cm）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。
40

【0076】

10

20

30

40

50

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0.157インチ(0.399)であり、ブレードアクセスホール976の直径はおよそ0.125インチ(0.318cm)であり得る。横方向ウィンドー部分978はそれぞれ、およそ0.090インチ(0.229)の幅「W」、及びおよそ0.25インチ(0.635)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、上記の様々な外科用器具の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、導波管部分又は近位端部分を有する、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ホール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。この実施形態において、例えば、隙間は、およそ0.001インチ(0.0025cm)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、閉じた丸い若しくは鈍いノーズ部分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0.100インチ(0.254cm)の幅「W」、及びおよそ0.25インチ(0.635cm)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、その間に角度「B」を提供され得る。いくつかの実施形態において角度「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

10

20

30

40

50

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994を通じて引きこまれ、ブレード1000と外部シース990の内壁999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。

【0080】

図62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1010を利用する。図61に示されるように、外部シース1010は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分1012、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部1014を有し得る。一実施形態において、例えば、ウィンドー1014は、第1の圧印又は押圧された縁部1016、及び第2の押印又は押圧された縁部1018を有し、およそ0.100インチ(0.254cm)幅「W」を有し得る開口部1019を画定する。ウィンドー1014は、およそ0.25インチ(0.635cm)の長さを有し得る。シース1010は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。

【0081】

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1020を利用する。図62に見られるように、ケーブル1020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1022、1024を有し得る。ブレード1020は例えば、チタンから作製されてもよく、各切断部分1022、1024上に形成された相対的な鋭い切断角部1025を有する。いくつかの実施形態において、切断角部1025は鋸歯状である。他の実施形態において切断角部1025は鋸歯状ではない。切断部1022、1024は、外部シース1010に対し、ブレード1020が外部シース1010内で回転又は振動する際に、押圧された縁部1016、1018と切断角部1025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1020に適用され、中空の外部シース1010内に吸引が適用される場合、組織は開口部1019を通じて引きこまれ、ブレード1020と外部シース1010の内壁1011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。

【0082】

図64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1030を利用する。図63に示されるように、外部シース1030は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分1032、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部1

10

20

30

40

50

034を有し得る。この実施形態は、一对の鋭い切断挿入部1036、1038を更に含み得る。切断挿入部1036、1038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1030内に取り付けられてもよい。ウィンドー1034がおよそ0.100インチ(0.254cm)の幅「W」、及びおよそ0.25インチ(0.635cm)の長さを有する。シース1030は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。

【0083】

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1040を利用する。図64に見られるように、ブレード1040は、上部に形成された一对の半径方向に対向する切断部1042を有し、これは比較的鋭い切断角部1043を有する。いくつかの実施形態において、切断角部1043は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断角部1043は鋸歯状ではない。様々な実施形態において、ブレード1040は例えばチタンから作製されてもよく、切断挿入部1036、1038に対して、ブレード1020が中空の外部シース1030内で回転又は振動する際に、鋭い切断角部1043と切断部1042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1040に隙間を提供するために、ブレード1020の外径は、外部シース1030の内径よりも小さい。ブレード1040の切断部1042と、ウィンドー開口部1034に沿った挿入部1036、1038との間のみ接触が生じ、組織が吸引により引き込まれる。

【0084】

図66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1110を利用する。図65に示されるように、外部シース1110は、閉じた丸い又は鈍いノーズ部分1112、及び細長い矩形のウィンドー又は開口部1114を有し得る。この実施形態において、ウィンドー1114の横方向縁部1116、1118は、内側に圧印又は押圧されている。ウィンドー1014がおよそ0.10インチ(0.254cm)の幅「W」、及びおよそ0.25インチ(0.635cm)の長さを有する。

【0085】

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、上記の外科用器具の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1120を利用する。図66に見られるように、ブレード1120は、上部に形成された一对の半径方向に対向する切断部1122を有し、これは比較的鋭い切断角部1023を有する。いくつかの実施形態において、切断角部1023は鋸歯状であり得る。他の実施形態において切断角部1023は鋸歯状ではない。様々な実施形態において、ブレード1020は、例えばチタンから作製されてもよく、押圧縁部1116、1118に対して、ブレード1120が回転又は振動する際に、鋭い切断角部1023と切断部1122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1120の切断部1122と、シース1110の内壁1111との間により大きな隙間C1を画定する。横方向縁部1116、1118と切断部1122との間の組織剪断動作を形成するため、C1よりも小さい隙間C2が提供される。

【0086】

図67~69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1210を利用する。中空の外部シース1210は、遠位ノーズ部分1212を有し、これは上方開口部1214及び下方開口部1215を含み、これらは、弓状横方向側部1216、1218を画定するように機能する。遠位ノーズ部分

10

20

30

40

50

1212は、閉鎖端部1219を更に有してもよく、これは横方向側部1216、1218の間に延びる。

【0087】

この実施形態はブレード1220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1220は遠位端部1221を更に有し、これは空洞1222を有し、これは、中空のシース1210の弓状横方向側部1216、1218の上に延びる、一对の弓状切断部1224、1226を画定するように機能する。鋸歯状の歯1227を切断部1224、1226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67に示される実施形態において、空洞1222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、空洞1222は、他の断面形状を有し得る。少なくとも1つの吸引経路1230が、示されるようにブレード1220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

【0088】

様々な実施形態において、ブレード1220は、例えば、チタンから作製されてもよく、中空のシース1210の遠位ノーズ部分1212に対して、ブレード1220の底部1232が、ノーズ部分1212の横方向側部1216、1218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1224、1226の切断縁部は、図67に示されるように、横方向側部1216、1218を超えて延びる。組織を凝固するために、ブレード1220の露出される底部1232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1224、1226が使用され得る。

20

【0089】

図70に示されるように、中空のシース1210の近位端1211は、ハンドルハウジング1240から突出する。上記のように、ハンドルハウジング1240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10に連結される。ハンドルハウジング1240は選択スイッチ1241を含んでもよく、これは臨床医が、第1の「超音波」モード1242、第2の「シェーバー」モード1244、及び第3の「注入」モード1246の間で選択することを可能にする。変換機構1241は、制御システム10と通信し、ブレード1220を所望の回転方向に自動的に向ける。例えば、装置1200を超音波モード1242で利用するために、臨床医は選択スイッチ1241を超音波モード位置1242に切り替える（図71において動作1250として示される）。第1超音波構成1242にあるとき、モータはブレード1220を図67及び図68に示される位置まで回転させ（図71において動作1252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1210を通じてブレード1220の底部1232を露出する（図71において動作1254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1232が使用されることを可能にする（図71において動作1257として示される）。より具体的に、超音波モード1242にあるときに、臨床医は出血している組織に対して底部1232を向け、その後ブレード1220の露出部分1232によって、組織に強い圧力を適用してもよい（図71において動作1256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71において動作1258として示される）。別の実施形態において、装置1200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働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。

30

40

【0090】

50

図72は、シェーバーモード1244にある際の、装置1200の使用を例示する。特に、選択スイッチ1241が、シェーバー位置1242に移動される(図72において動作1260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1210内でブレード1220を連続的に回転させる(図72において動作1262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1210内でブレード1220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(1220)と接触させ、それによって組織は削られて、吸引経路1230を通じて排出されてもよい(図72において動作1264として示される)。

10

【0091】

図73は、注入モード1246にある際の装置1200の使用を例示する。特に、選択スイッチ1241が、注入位置1246に移動される(図73において動作1270として示される)。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。

20

【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内に収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。

30

40

【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~

50

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。このような位置にあるとき、例えば、湾曲したブレード先端部1360は、半月板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1332が動いている。

10

【0095】

図74~77に示される実施形態において、吸引管1350は、遊離した組織をブレード先端部1360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1320と1330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200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200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。

20

【0096】

いくつかの実施形態において、スイングアーム部1332は、ブレード200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1332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200に接触する。他の実施形態において、0.002"(0.0051cm)~0.010"(0.0254cm)の隙間が、スイングアーム部1332とブレード200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1332は、ブレード200全体が裏側から被覆されるように、ブレード200の湾曲部分の長さの周囲に延びる。

30

【0097】

上記の様々な非限定的な実施形態は、様々な異なる外科用用途と関連して効果的に利用することができ、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5,935,144号及び第5,944,737号(これらの開示はそれぞれ、本明細書において参照によりその全体が組み込まれる)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)の従来的な環境における、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、下記の様々な非限定的な実施形態は、水生環境における使用に、より好適であり得る改善された封止構成を利用する。

40

【0098】

より具体的に、図78を参照すると、超音波装置1400が示され、これは内部に超音波変換器アセンブリ1404を回転可能に支持するハウジング1402を含む。例えば、超音波変換器アセンブリ1404は、一連のベアリング(図示されない)により、ハウジング1402内に回転可能に支持され得る。超音波ホーン1406は、超音波変換器アセ

50

ンブリ 1404 に連結されてもよく、超音波用具 1410 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 1406 に連結される超音波用具 1410 の部分は、導波管部分 1412 と称される場合がある。導波管 1412 は、超音波用具 1410 の一部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 78 に示される実施形態において、超音波用具 1410 は、中空の外部シース 1420 を通じて延びる。外部シース 1420 及び超音波用具 1410 の遠位端は、上記の、並びに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。

10

【0099】

図 78 に見られるように、近位シャフト 1430 は、超音波変換器アセンブリ 1404 に取り付けられる。モータ 1440 の出力シャフト 1436 に連結される、駆動ギア 1434 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。

20

【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 U l t e m（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 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、2 つの軸方向の封止部 1474、1476 を有し得る。溝 1478 は、2 つの軸方向の封止部 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。

30

【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 U l t e m（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 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。

40

【0102】

図 81 は、ブレード 1410 の導波管部分 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 U l t e m（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 1480 は、外部シース 1420 に

50

提供される環状の溝 1 4 2 3 内に受容されるように構成され得る。外側シース 1 4 2 0 は、例えばステンレス鋼から製作されてもよい。

【 0 1 0 3 】

図 8 2 は、超音波用具 1 4 1 0 の導波管又は近位部分 1 4 1 2 と、外部シース 1 4 2 0 との間で利用され得る、封止部 1 5 1 0 の非限定的な実施形態を示す。封止部 1 5 1 0 は、シリコン又は、例えば U l t e m (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 1 4 1 2 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 1 5 1 0 は、ノード「N」において導波管 1 4 1 2 上に成形された内部リム部 1 5 1 2 と、内部リム部 1 5 1 2 を超えて、反対の方向で、軸状に延びて、溝 1 5 1 8 によって分離される、軸方向の封止部 1 5 1 4、1 5 1 6 を有し得る。軸方向部分 1 5 1 4、1 5 1 6 は、外部シース 1 4 2 0 に提供される溝 1 5 2 0 に延びるような大きさである。図 8 2 に見られるように、溝 1 5 2 0 は、封止部 1 5 1 0 の溝 1 5 1 8 に延びる大きさの、内部に突出するリング 1 5 2 2 を有する。例示される実施形態において、リング 1 5 2 2 は、上部に形成される傾斜 1 5 2 4 を有し、これは封止部 1 5 1 0 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 1 4 2 0 は、例えば U l t e m (登録商標) から製作されてもよい。

10

【 0 1 0 4 】

図 8 3 及び図 8 4 は、超音波用具 1 4 1 0 の導波管又は近位部分 1 4 1 2 と、外部シース 1 4 2 0 との間で利用され得る、封止部 1 5 3 0 の非限定的な実施形態を示す。封止部 1 5 3 0 は、シリコン又は、例えば U l t e m (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 1 4 1 2 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 1 5 3 0 は、図 8 3 に示されるように、溝 1 5 3 2 を有し得る。外部シース 1 4 2 0 はその後、ひだを付けられ、それによって図 8 4 に示されるように、封止部 1 5 3 0 を破碎する。外部シース 1 4 2 0 は、周辺部全体に均等にひだを付されるか、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 1 4 2 0 は、例えば、ステンレス鋼から作製され得る。

20

【 0 1 0 5 】

図 8 5 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 1 5 4 2 及び遠位軸方向区分 1 5 4 4 を有する、外部シース 1 5 4 0 の一部を示す。図 8 5 に見られるように、遠位軸方向区分 1 5 4 4 は、ノード「N」において超音波用具 1 4 1 0 の導波管又は近位部分 1 4 1 2 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 1 5 5 0 の一部に係合するような大きさの溝部 1 5 4 6 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 1 5 4 2、及び遠位軸方向区分 1 5 4 4 は、その間に封止部 1 5 5 0 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 1 5 4 6 は近位軸方向区分 1 5 4 2 に提供されてもよく、又は各区分 1 5 4 2、1 5 4 4 は、協働して内部の環状封止部 1 5 5 0 と適合する溝区分を内部に有し得る。

30

40

【 0 1 0 6 】

図 8 6 は、2 つの横方向半体 1 5 6 2、1 5 6 4 からなる、一般的に 1 5 6 0 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 1 5 6 2、1 5 6 4 は、内部に形成された半環状溝区分 1 5 6 6 を有する。図 8 7 を参照されたい。横方向半体 1 5 6 2、1 5 6 4 が互いに接合されて中空の外部シース 1 5 6 0 を形成するとき、半環状溝区分 1 5 6 6 が、導波管又は近位部分 1 4 1 2 にオーバーモールドイングされるか、ないしは別の方法で取り付けられた環状封止部 1 5 7 0 を受容するような大きさの環状の溝部 1 5 6 8 を形成する。2 ピースの外部シース 1 5 6 0 を作ることににより、封止部 1 5 7 0 はシース 1 5 6 0 と、組立てプロセスの間に導波管 1 4 1 2 が外部シース 1 5 6 0 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

50

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部分 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 U l t e m (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 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 と導波管部分 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、その間に一定の隙間「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 U l t e m (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 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 U l t e m (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の実施形態が、上記の外科用器具の実施形態のいずれかと共に、有効に利用され得ることが、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部分と、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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91A~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1700は、硬い組織「T」を切断するために利用される。ブレード1700が組織「T」の方へと内側に移動すると、組織「T」がブレード1700の間で動き、よってこれらが分離する。

20

【0111】

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上の切断縁部との間の隙間の量を、0.001" (0.0025cm) ~ 0.005" (0.0127cm) 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92~93を参照し、上記の種類及び構成のブレード200が示され、外部シースアセンブリ3000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3000は外科用器具3001と関連して使用され、これは、ブレード200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。

30

【0112】

図93に示される実施形態において、ブレード200は、器具ハウジング3010の一部内に取り付けられる、内部シース3020を通じて軸方向に延びる。外部シースアセンブリ3000は、器具ハウジング3010に取り付けられ、内部にウィンドー又は開口部3004を有する遠位先端部3002を有する。上記のように、ウィンドー3004は、遠位先端部3002内に形成される先端空洞3006に引き込まれることを可能にする。吸引は、吸引源244と連通する、外部シースアセンブリ3000の遠位先端部3002の吸引ポート3007を通じ、先端空洞3006に適用され得る。これらの実施形態において、ブレード200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200の導波管又は近位部分は、ノード「N」の位置の内部シース3020内に取り付けられる、ブッシング3030を通じて延びる。様々な実施形態において、内部シ-

40

50

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。ブッシング 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。

【 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 の導波管又は近位部分 7 0 1 は、ブッシング 3 0 3 0 の孔 3 0 3 2 を通じて延びる。ブッシング孔 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 にか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)。ブッシング孔 3 0 3 2 は、ブレード 2 0 0 の近位部分 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持される。いくつかの実施形態において、例えば、ブレード 2 0 0 は 0 . 0 3 0 " (0 . 0 7 6 2 c m) 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 2 0 0 の組織切断遠位端 7 0 5 はこのような方法で付勢されるため、遠位端 7 0 5 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 7 0 5 の切断縁部 7 0 6 を、ウィンドー開口部 3 0 0 4 の切断縁部 3 0 0 5 から離れるように動かし得る)。

10

【 0 1 1 4 】

図 9 4 及び図 9 5 は、別の実施形態を例示し、ブレード 2 0 0 の近位部分 7 0 1 は、例えば、s i l a s t i c シリコン又は U l t e m (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 3 0 2 0 内に保持され得る、ブッシング 3 0 4 0 を通じて同軸状に延びる。上記の実施形態に関連し、ブッシング 3 0 4 0 はブレード 2 0 0 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 7 1 1 (すなわち、ブッシング 3 0 4 0 から遠位方向に延びるブレード 2 0 0 の部分) が僅かに屈曲し、ブレード 2 0 0 の組織切断遠位端 7 0 5 を、ウィンドー開口部 3 0 0 4 の切断縁部 3 0 0 5 へと付勢する。例えば、ブレード 2 0 0 の遠位部分 7 1 1 は、およそ 0 . 0 3 0 インチ (0 . 0 7 6 2 c m) だけ中央からずれる(図 9 5 の距離 O S) ように屈曲し得る。このような構成によりブレード 2 0 0 の組織切断遠位端 7 0 5 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 2 0 0 の切断縁部 7 0 6 を、ウィンドー開口部 3 0 0 4 の切断縁部 3 0 0 5 から離れるように動かし得る)。

20

30

【 0 1 1 5 】

図 9 6 ~ 9 7 は、別の非限定的な外部シース 3 0 4 0 及びブレード 2 0 0 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 3 0 5 0 が利用される。遠位外部シース先端部 3 0 5 0 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 3 0 6 0 の開放遠位端 3 0 6 2 に延びる、近位ベアリング部分 3 0 5 2 を有する。外部シース 3 0 6 0 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 3 0 5 0 に取り付けられてもよい。外部シース 3 0 6 0 の近位端 3 0 6 2 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 2 0 0 に全回転運動を、並びにこれに超音波運動を供給する。

40

【 0 1 1 6 】

ブレード 2 0 0 の導波管又は近位部分 7 0 1 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 3 0 7 0 を通じて延びる。ブレード 2 0 0 の近位部分 7 0 1 は、上記のようにブッシング 3 0 4 0 により、内部シース 3 0 7 0 内に回転可能に支持され得る。ブレード 2 0 0 の遠位部分 7 1 1 は、遠位外部シース先端部 3 0 5 0 内のルーメン 3 0 5 4 を通じて回転可能に延びる。図 9 7 を参照されたい。ウィンドー 3 0 5 6 は遠位外部シース先端部 3 0 5 0 内に形成されて、ブレード 2 0 0 の組織切断遠位端 7 0 5 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 3 0 5 6 は少なくとも 1 つの切断縁部 3 0 5 7 を画定してもよく、これはブレード 2 0 0 の回転している

50

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 0.140" (0.356 cm) であってもよく、ブレード「OD」はおよそ 0.150" (0.381 cm) 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。

10

【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 のペアリング部分 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' 内に延びない。

20

30

【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具はまた、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、これは摩擦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擦による損傷は、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、それによって摩擦を生じる。

40

【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部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

50

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3130でコーティングされてもよい。コーティング3130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902'の内面903'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903'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902'の部分が、先端部902'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。

【0121】

図102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3112'を示す。特に、この図に見られるように、切断表面3116'、3118'の少なくとも一部がコーティング材料3130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、Graphitic(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3060'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の切断端部は、コーティング材料3130によってコーティングされてもよい。

【0122】

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でき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。

【0123】

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TYVEK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

10

20

30

40

50

菌はまた、線若しくは線、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。

【0124】

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
10
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に記載されてきたが、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
20
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】

本明細書において言及された、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によりその全体が組み込まれるが、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
30
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、切断部材に連結される超音波変換器アセンブリと、

前記超音波変換器アセンブリと一緒に回転するために、前記超音波変換器アセンブリに直接連結されたモーターと、

前記モーターに隣接する前記ハウジング内に不動に支持されたモーター固定子であって、それによってモーター駆動信号が前記モーター固定子に適用されたときに、前記モーター及び前記超音波変換器アセンブリが、前記ハウジング内で回転させられる、モーター固定子と、
40

制御システムから前記モーター固定子へと前記モーター駆動信号を伝達するように構成されたスリップリングアセンブリであって、前記スリップリングアセンブリは、超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへと超音波電気信号を伝達するように更に構成される、スリップリングアセンブリを含む、超音波外科用器具。

(2) 前記モーターが、前記超音波変換器アセンブリと共に、一体的に取り付けられた、少なくとも1つの磁石を含む、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(3) 前記ハウジング上に複数の作動ボタンを更に含む、実施態様1に記載の超音波外
50

科用器具。

(4) 前記複数の作動ボタンが、

前記モータ駆動信号の前記モータ固定子への適用、及び超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を、起動及び無効化するための第1作動ボタン、

超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用とは別個に、前記モータ駆動信号の前記モータ固定子への適用を起動、無効化及び修正するための第2作動ボタン、

制御システムと通信して前記モータ駆動信号の適用を所定の時間にわたって起動し、その後、前記モータ駆動信号の適用を停止して、前記超音波変換器アセンブリを所定の回転の向きで停止する(park)、第3作動ボタンであって、前記第3作動ボタンは、前記超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を更に起動/無効化する、第3作動ボタン、並びに、

前記制御システムと通信し、前記超音波変換器アセンブリを第1回転方向に回転させるための第1モータ駆動信号、前記超音波変換器アセンブリを第2回転方向に回転させるための第2モータ駆動信号、又は前記第1回転方向と前記第2回転方向との間で前記超音波変換器アセンブリを振動させるための第3モータ駆動信号の適用を起動/無効化するように構成された、第4作動ボタン、の少なくとも1つを含む、実施態様3に記載の超音波外科用器具。

(5) 前記モータ固定子が、前記ハウジングに不動に取り付けられた少なくとも1つの磁石を含む、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(6) 前記モータ駆動信号を発生するためのモータ制御システムであって、前記モータ制御システムは前記スリップリングアセンブリと通信している、モータ制御システムと、

前記超音波電気信号を発生するための超音波制御システムであって、前記超音波制御システムは前記スリップリングアセンブリと通信している、超音波制御システムと、を更に含む、実施態様1に記載の超音波外科用器具。

(7) 前記モータ制御システム及び前記超音波制御システムは、共通の制御ハウジング内に収容される、実施態様6に記載の超音波外科用器具。

(8) データリンク、及び前記モータ制御システムと前記超音波制御システムとの間に延びる電力供給導体の少なくとも一方を更に含む、実施態様6に記載の超音波外科用器具

(9) 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、ブレードに連結される超音波変換器アセンブリと、

前記ハウジング内に取り付けられたモータであって、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遠位駆動シャフト部分を有し、前記モータはそこから突出する近位駆動シャフト部分を更に有する、モータと、

スリップリングアセンブリであって、

前記近位駆動シャフト部分と一緒に回転移動するために、前記近位駆動シャフト部分によって支持される内部接触子であって、前記内部接触子は前記超音波変換器アセンブリと通信している、内部接触子、及び

前記第1内部接触子と摺動接触し、超音波信号発生器と通信して、前記内部接触子に超音波電気信号を伝達する、固定接触子を含む、スリップリングアセンブリと、を含む、超音波外科用器具。

(10) 前記超音波変換器アセンブリが、前記ハウジング内に回転可能に支持される変換器ハウジングによって支持される、実施態様9に記載の超音波外科用器具。

【0128】

(11) 前記遠位駆動シャフト部分が、

前記遠位駆動シャフト部分に連結されるプレート部材と、

前記モータを前記超音波変換器アセンブリから、実質的に音響的に分離するために、前記プレート部材を内部に回転不可能に受容するための、前記変換器ハウジングの孔と、を含む連結アセンブリによって、前記変換器ハウジングに連結される、実施態様 10 に記載の超音波外科用器具。

(12) 前記超音波変換器アセンブリが、半波変換器を含む、実施態様 9 に記載の超音波外科用器具。

(13) 器具ハウジングと、

前記器具ハウジング内に回転可能に支持される内蔵型超音波器具であって、前記内蔵型超音波器具は、超音波変換器アセンブリに取り付けられたブレードに超音波運動を適用するために、内部に前記超音波変換器アセンブリを有する、内蔵型超音波器具と、

10

前記器具ハウジング内に支持され、前記内蔵型超音波器具と通信してここに回転運動を選択的に適用する、モータと、

前記器具ハウジング内に支持され、前記内蔵型超音波器具内の前記超音波変換器アセンブリに超音波電気信号を提供するために、超音波発生器と通信する、スリップリングアセンブリと、を含む、超音波外科用器具アセンブリ。

(14) 前記器具ハウジングに連結されるノーズピースと、

内部に前記ブレードを回転可能に支持するために、前記ノーズピースに連結される中空の外部シースとを更に含む、実施態様 13 に記載の超音波外科用器具。

(15) 前記中空の外部シースは、前記ブレードの組織切断遠位端を露出するために、

20

内部に少なくとも 1 つのアクセスウィンドーを有する、実施態様 14 に記載の超音波外科用器具。

(16) 吸引源から前記中空の外部シースに吸引を適用するために、前記ノーズピース内に吸引ポートを更に含む、実施態様 14 に記載の超音波外科用器具。

(17) 前記ハウジング上に複数の作動ボタンを更に含む、実施態様 13 に記載の超音波外科用器具。

(18) 前記複数の作動ボタンが、

前記モータ駆動信号の前記モータへの適用、及び超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を、起動及び無効化するための第 1 作動ボタン、

30

超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用とは別個に、前記モータ駆動信号の前記モータへの適用を起動及び無効化するための第 2 作動ボタン、

制御システムと通信して前記モータ駆動信号の適用を所定の時間にわたって起動し、その後、前記モータ駆動信号の適用を停止して、前記超音波変換器アセンブリを所定の回転の向きで停止する、第 3 作動ボタンであって、前記第 3 作動ボタンは、前記超音波信号発生器から前記超音波変換器アセンブリへの前記超音波電気信号の適用を更に起動 / 無効化する、第 3 作動ボタン、並びに、

前記制御システムと通信し、前記超音波変換器アセンブリを第 1 回転方向に回転させるための第 1 モータ駆動信号、前記超音波変換器アセンブリを第 2 回転方向に回転させるための第 2 モータ駆動信号、又は前記第 1 回転方向と前記第 2 回転方向との間で前記超音波変換器アセンブリを振動させるための第 3 モータ駆動信号の適用を起動 / 無効化するように構成された、第 4 作動ボタン、の少なくとも 1 つを含む、実施態様 17 に記載の超音波外科用器具。

40

【図1】

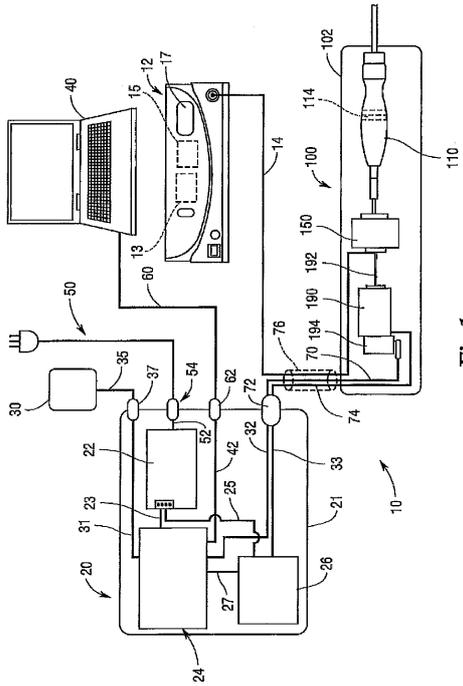
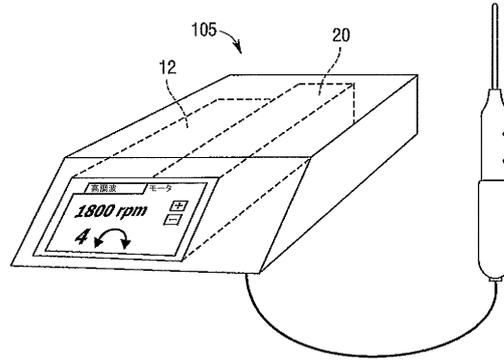


Fig.1

【図1A】



【図1B】

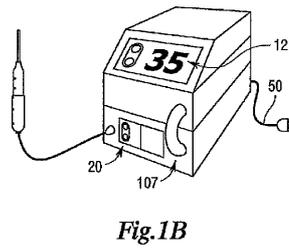


Fig.1B

【図2】

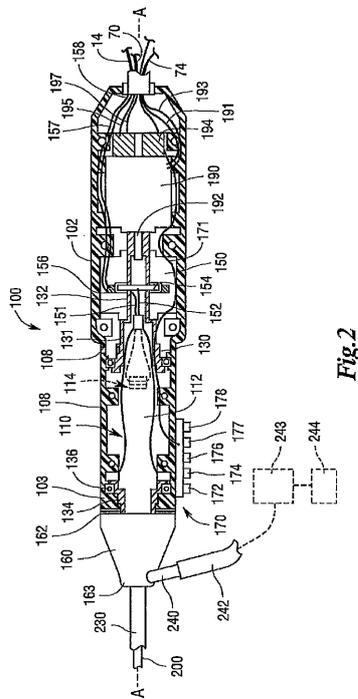


Fig.2

【図3】

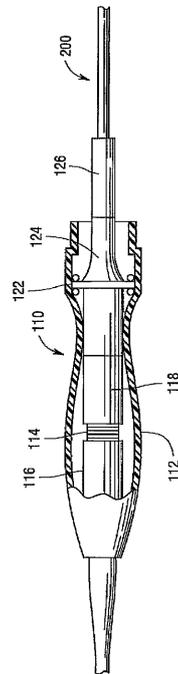


Fig.3

【 図 4 】

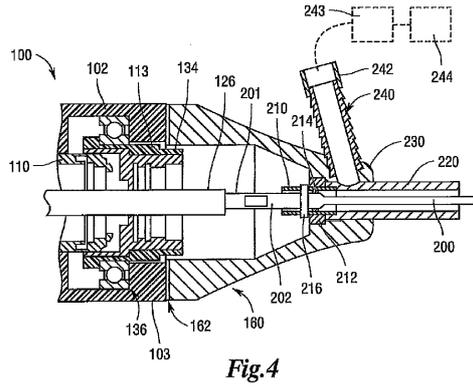


Fig.4

【 図 5 】

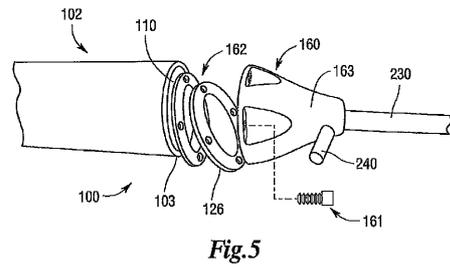


Fig.5

【 図 6 】

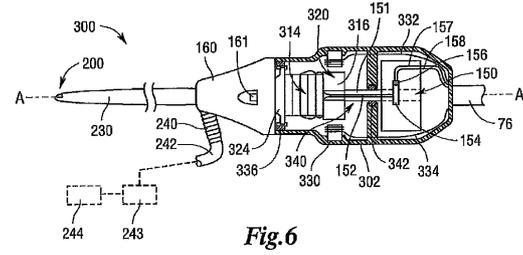


Fig.6

【 図 7 】

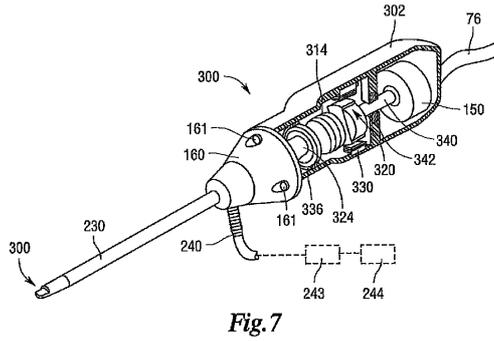


Fig.7

【 図 8 】

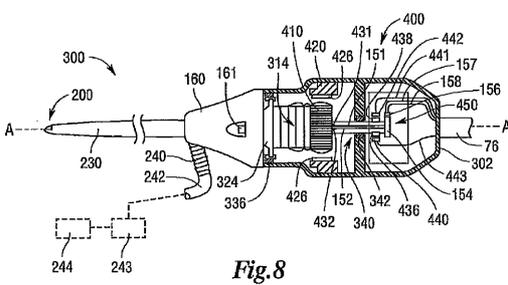


Fig.8

【 図 10 】

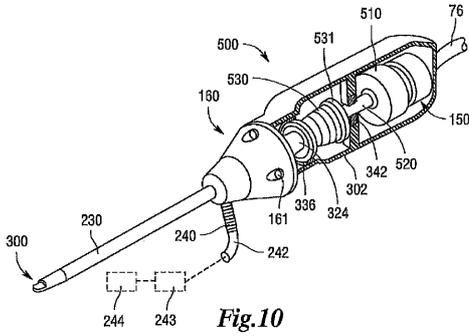


Fig.10

【 図 9 】

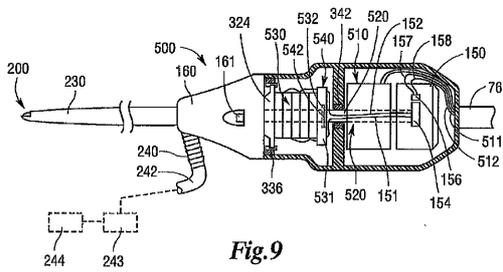


Fig.9

【 図 11 】

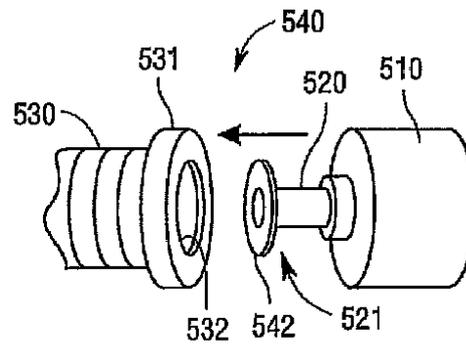


Fig.11

【 図 1 2 】

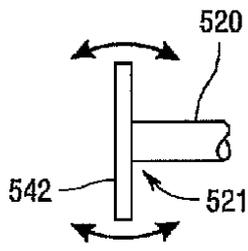


Fig.12

【 図 1 4 】

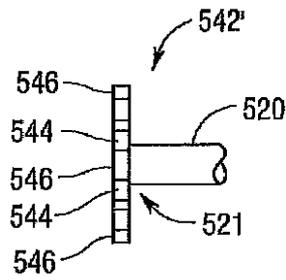


Fig.14

【 図 1 3 】

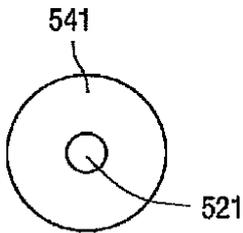


Fig.13

【 図 1 5 】

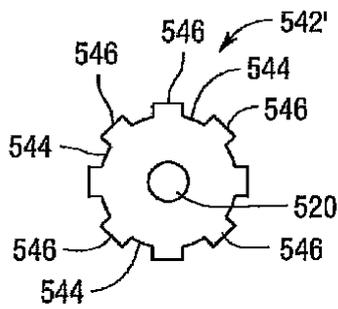


Fig.15

【 図 1 7 】

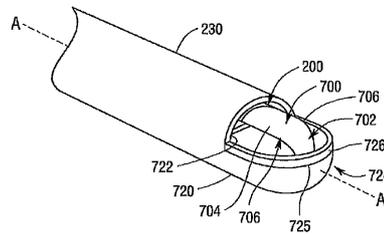


Fig.17

【 図 1 8 】

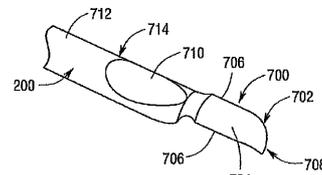


Fig.18

【 図 1 6 】

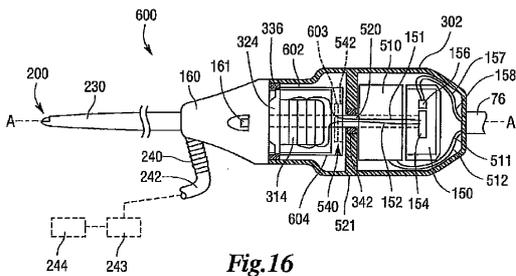


Fig.16

【 図 1 9 】

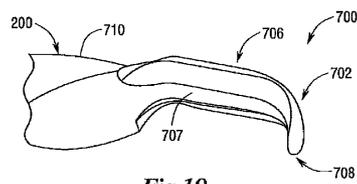


Fig.19

【 図 2 0 】

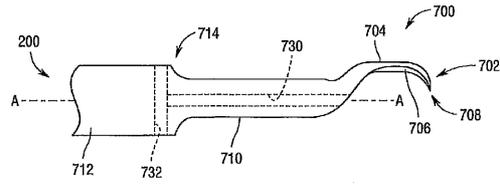


Fig.20

【 図 2 1 】

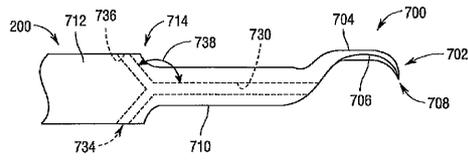


Fig.21

【 図 2 2 】

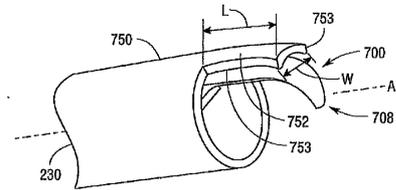


Fig.22

【 図 2 5 】

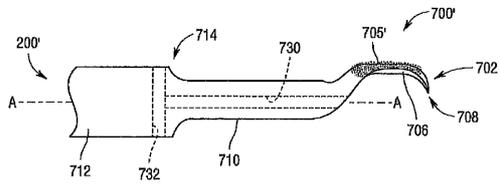


Fig.25

【 図 2 6 】

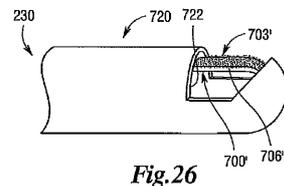


Fig.26

【 図 2 7 】

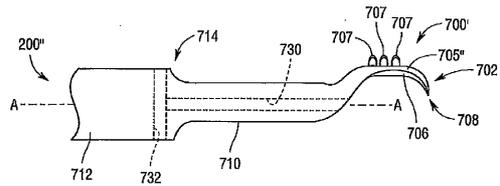


Fig.27

【 図 2 3 】

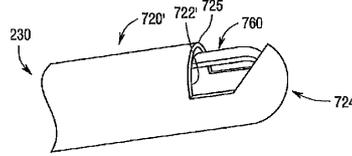


Fig.23

【 図 2 3 A 】

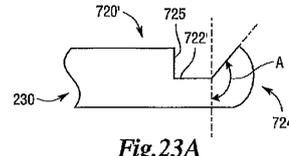


Fig.23A

【 図 2 4 】

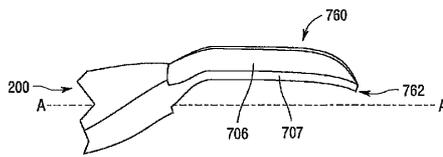


Fig.24

【 図 2 8 】

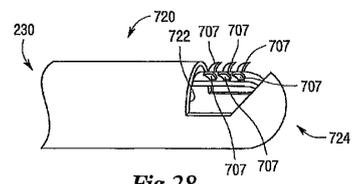


Fig.28

【 図 2 9 】

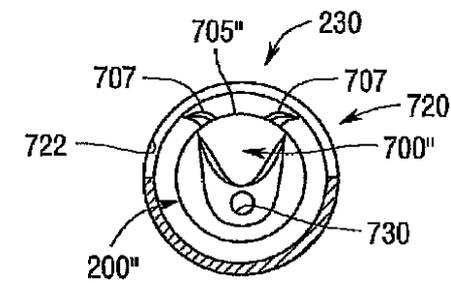


Fig.29

【 図 3 0 】

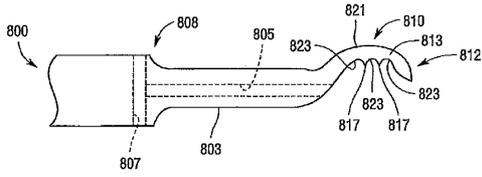


Fig.30

【 図 3 1 】

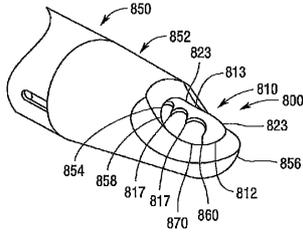


Fig.31

【 図 3 2 A 】

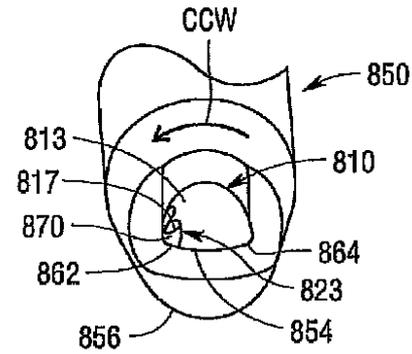


Fig.32A

【 図 3 2 B 】

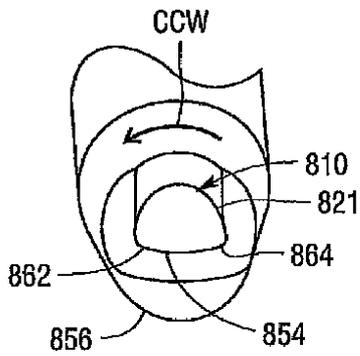


Fig.32B

【 図 3 2 C 】

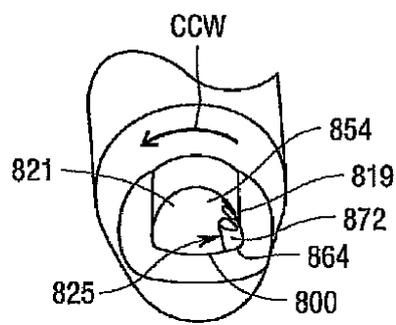


Fig.32C

【 図 3 2 D 】

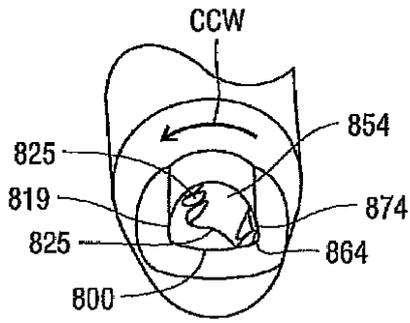


Fig.32D

【 図 3 3 】

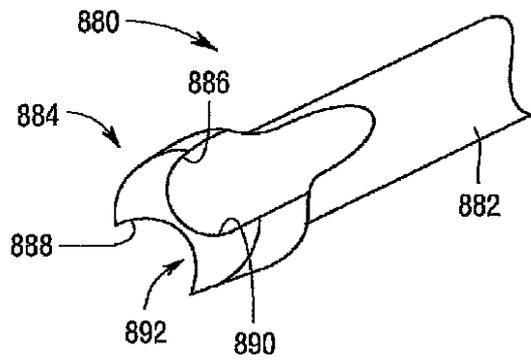


Fig.33

【 図 3 4 】

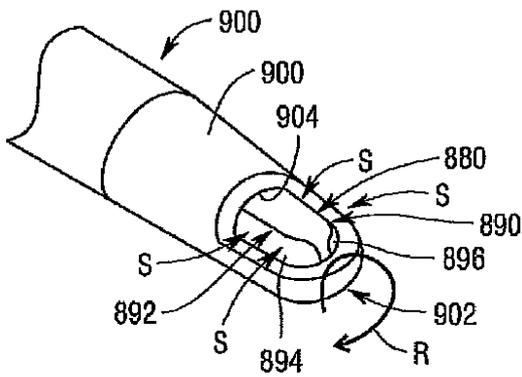


Fig.34

【 図 3 4 A 】

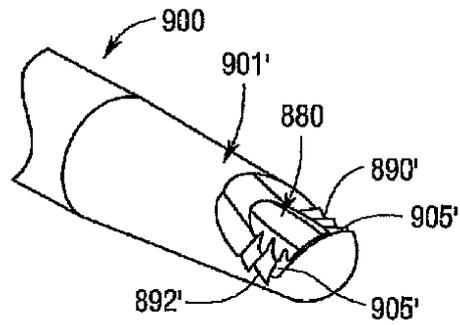


Fig.34A

【 図 3 5 】

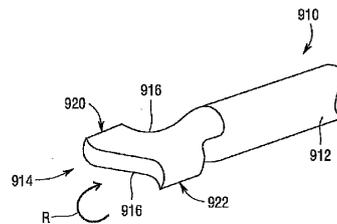


Fig.35

【 図 3 6 】

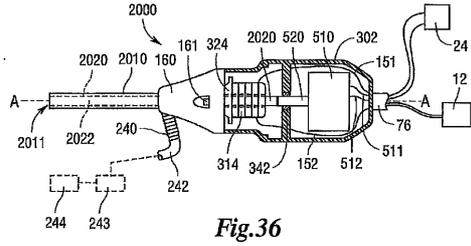


Fig.36

【 図 3 7 】

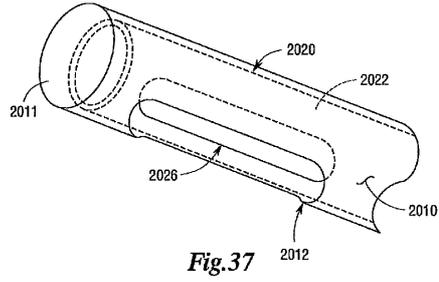


Fig.37

【 図 3 6 A 】

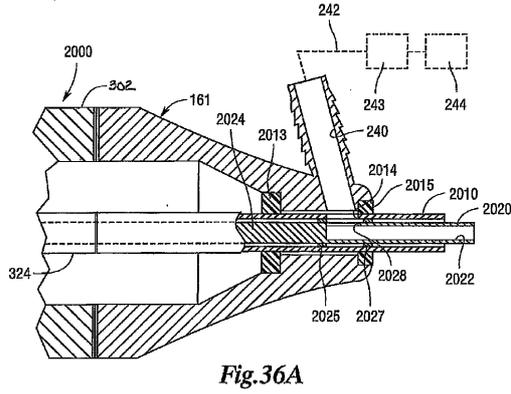


Fig.36A

【 図 3 8 】

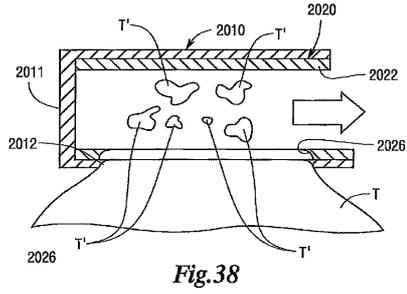


Fig.38

【 図 3 9 】

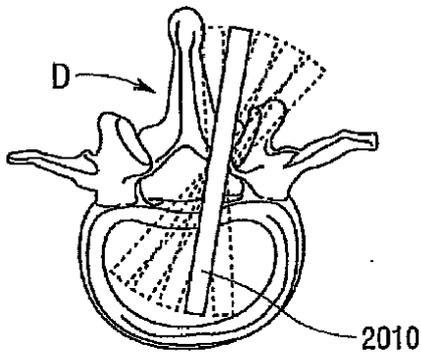


Fig.39

【 図 4 0 】

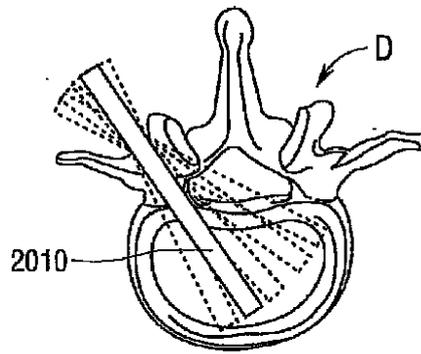


Fig.40

【 図 4 1 】

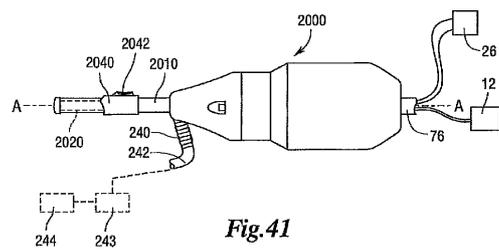


Fig.41

【 図 4 2 】

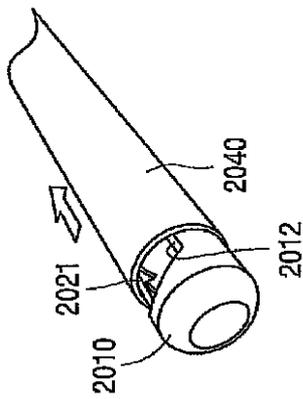


Fig.42

【 図 4 3 】

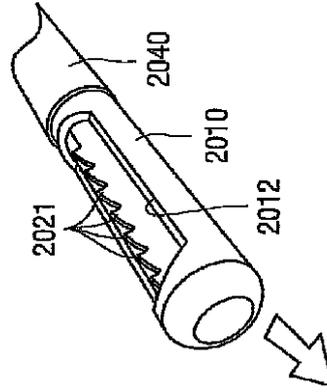


Fig.43

【 図 4 4 】

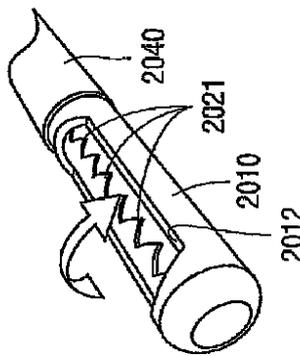


Fig.44

【 図 4 5 】

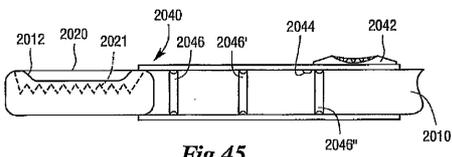


Fig.45

【 図 4 8 】

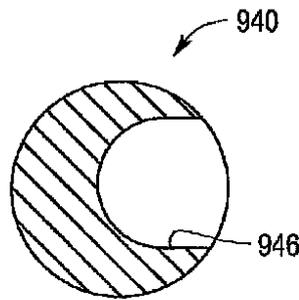


Fig.48

【 図 4 6 】

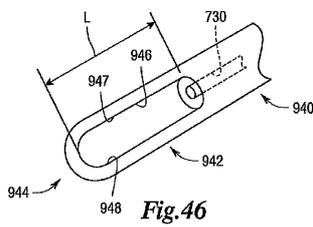


Fig.46

【 図 4 9 】

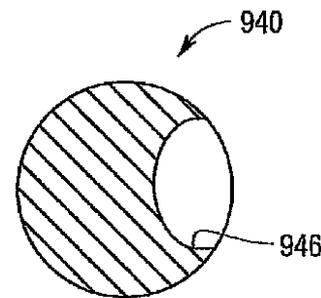


Fig.49

【 図 4 7 】

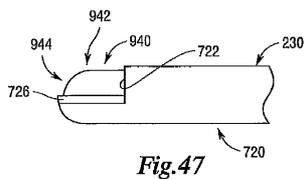


Fig.47

【 図 5 0 】

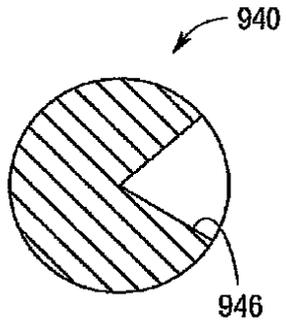


Fig.50

【 図 5 1 】

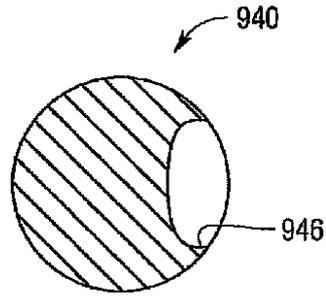


Fig.51

【 図 5 2 】

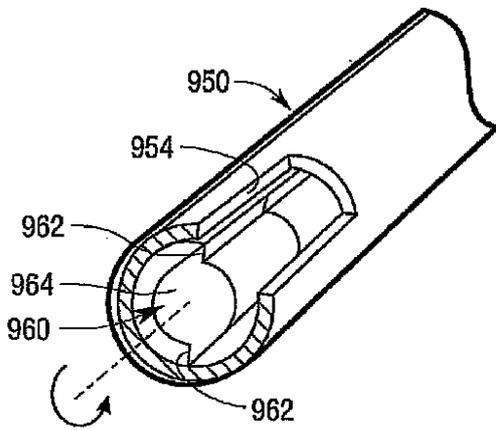


Fig.52

【 図 5 3 】

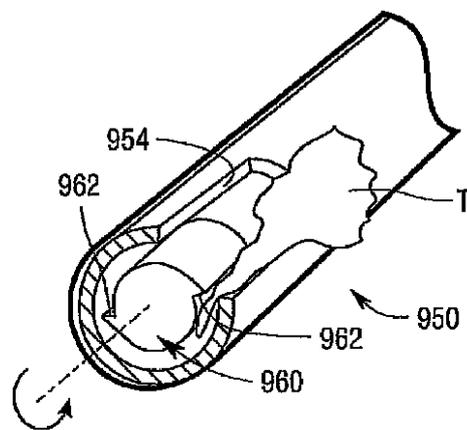


Fig.53

【 図 5 4 】

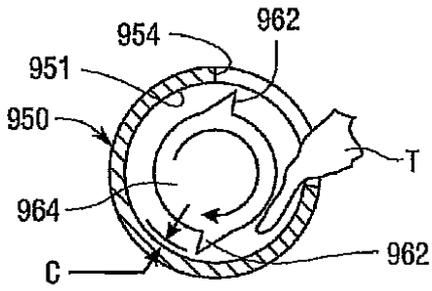


Fig.54

【 図 5 5 】

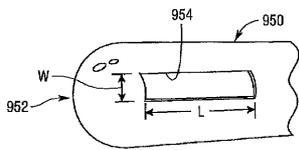


Fig.55

【 図 5 6 】

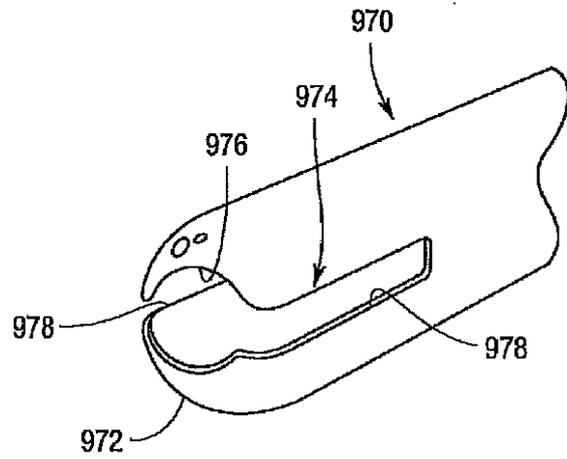


Fig.56

【 図 5 7 】

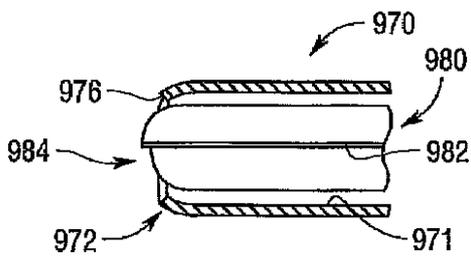


Fig.57

【 図 5 9 】

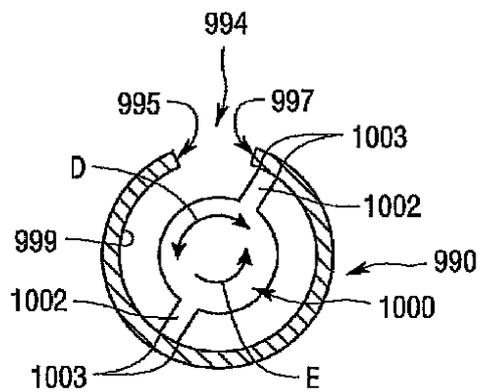


Fig.59

【 図 5 8 】

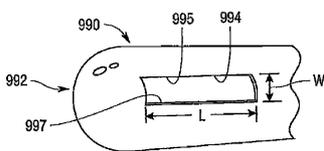
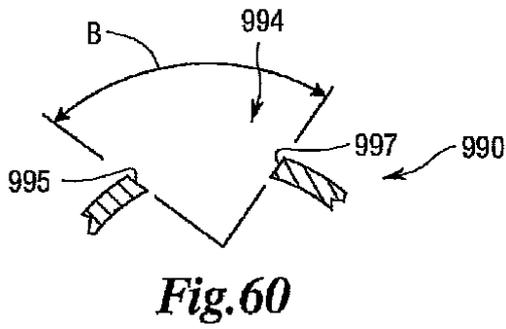
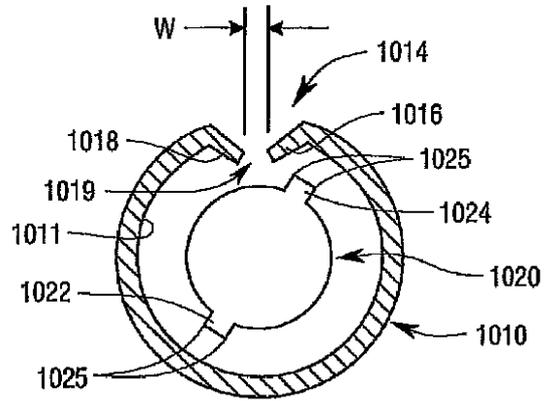


Fig.58

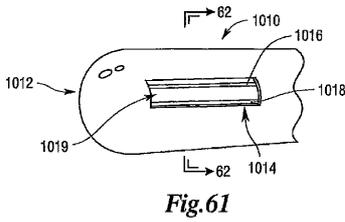
【 図 6 0 】



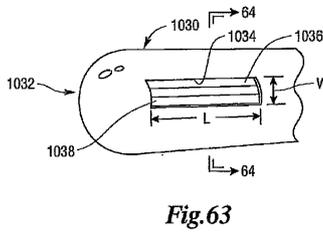
【 図 6 2 】



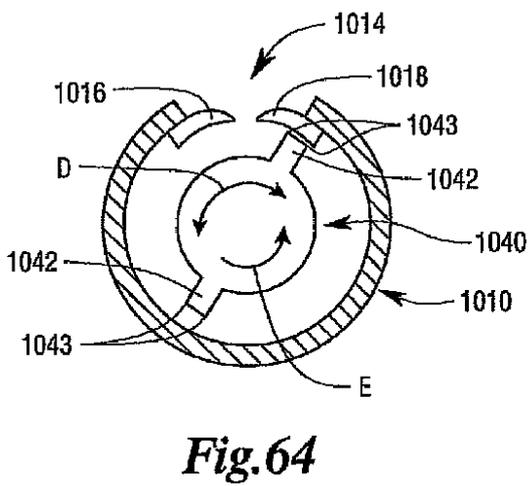
【 図 6 1 】



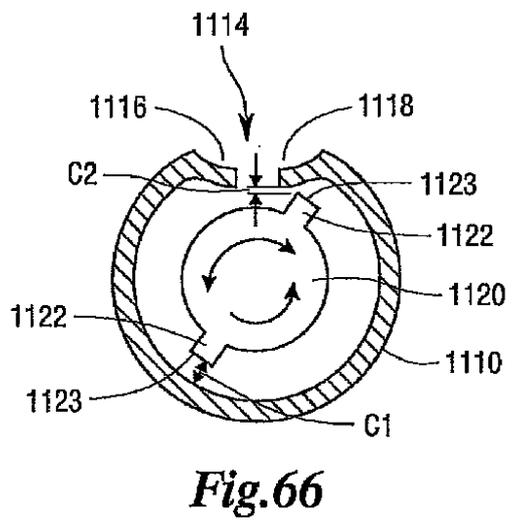
【 図 6 3 】



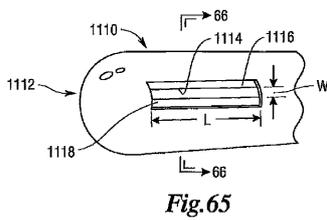
【 図 6 4 】



【 図 6 6 】



【 図 6 5 】



【 図 6 7 】

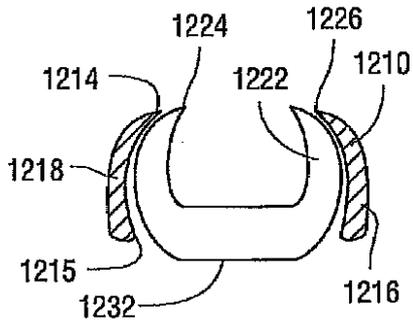


Fig.67

【 図 6 8 】

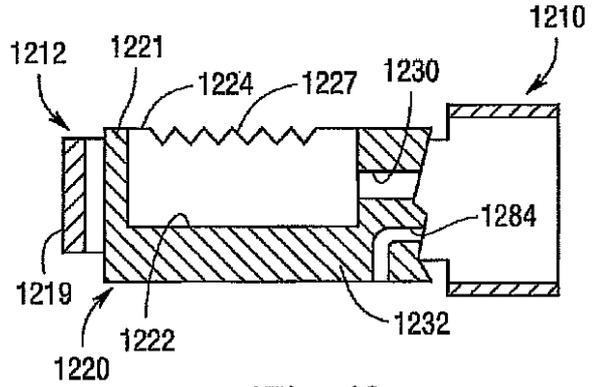


Fig.68

【 図 6 9 】

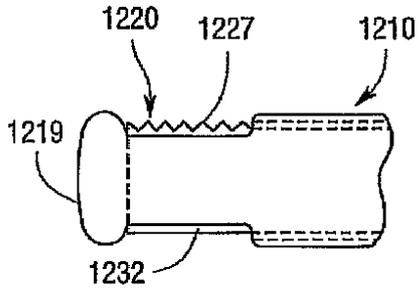
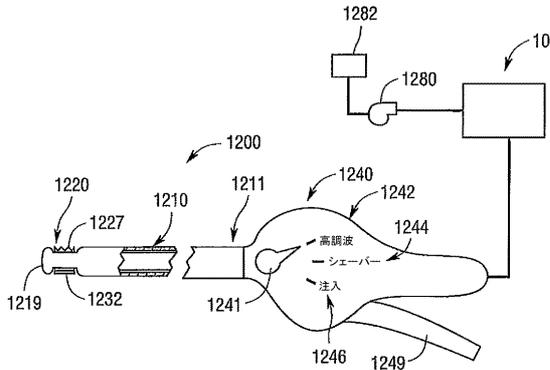
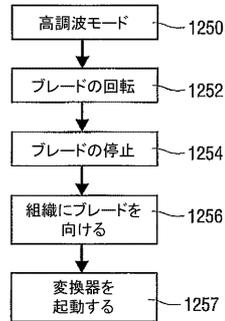


Fig.69

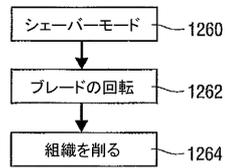
【 図 7 0 】



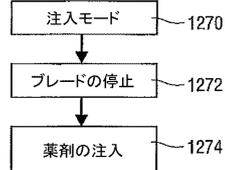
【 図 7 1 】



【 図 7 2 】



【 図 7 3 】



【 74 】

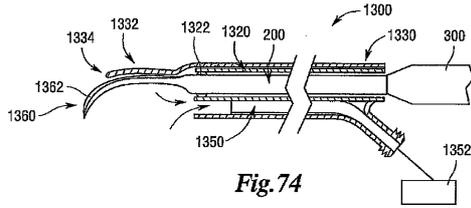


Fig.74

【 75 】

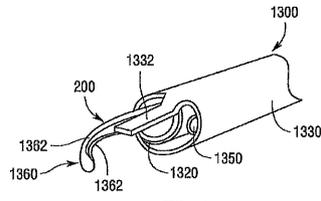


Fig.75

【 76 】

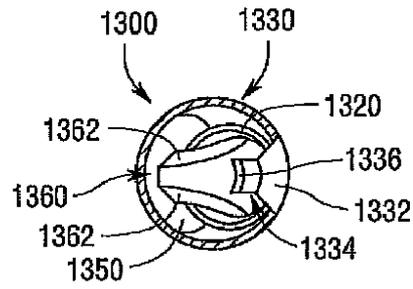


Fig.76

【 77 】

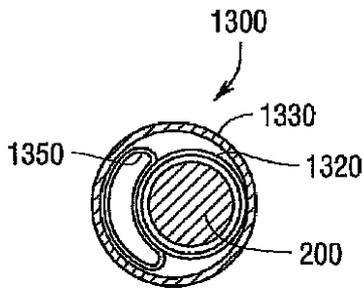


Fig.77

【 79 】

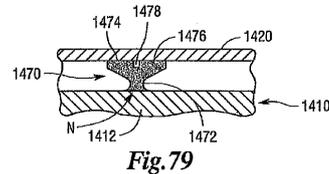


Fig.79

【 80 】

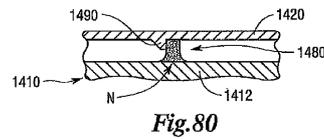


Fig.80

【 81 】

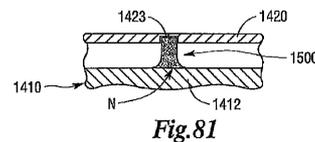


Fig.81

【 78 】

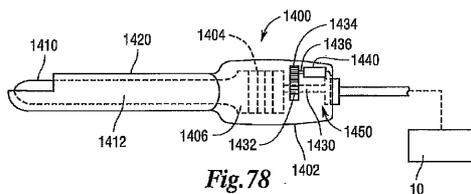


Fig.78

【 82 】

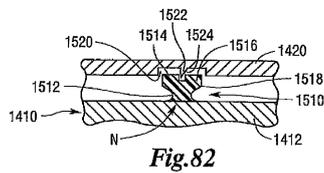


Fig.82

【 8 3 】

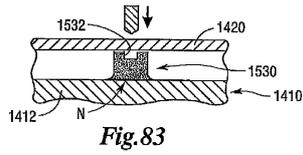


Fig.83

【 8 4 】

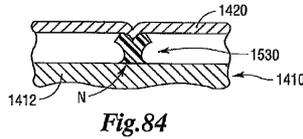


Fig.84

【 8 5 】

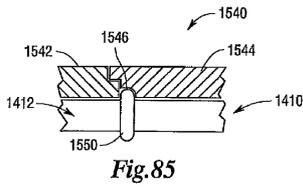


Fig.85

【 8 8 】

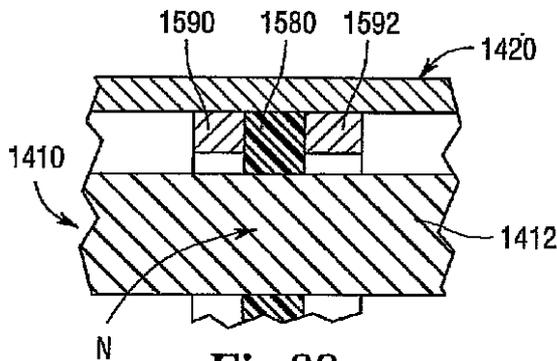


Fig.88

【 8 9 】

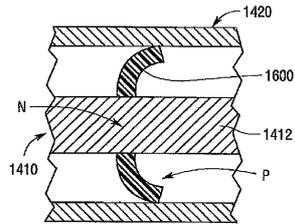


Fig.89

【 8 6 】

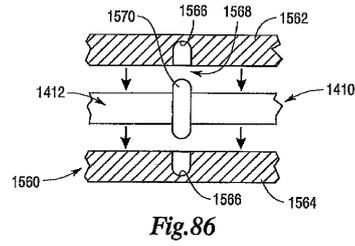


Fig.86

【 8 7 】

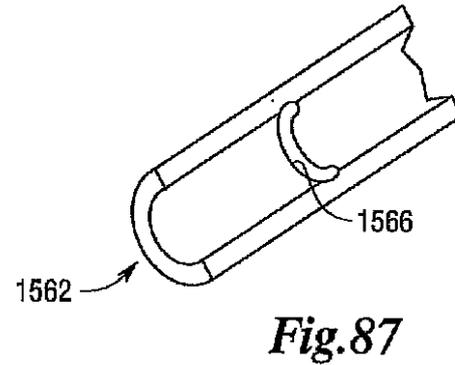


Fig.87

【 9 0 】

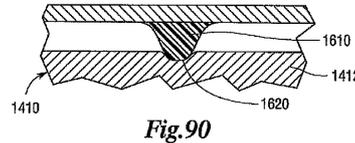


Fig.90

【 9 1 A 】

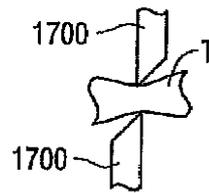


Fig.91A

【 図 9 1 B 】

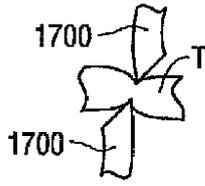


Fig.91B

【 図 9 1 D 】

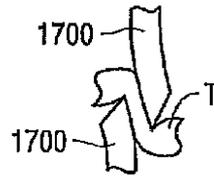


Fig.91D

【 図 9 1 C 】

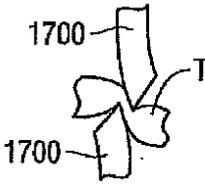


Fig.91C

【 図 9 2 】

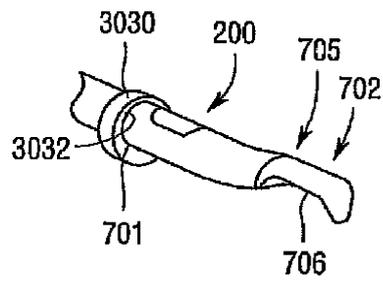


Fig.92

【 図 9 2 A 】

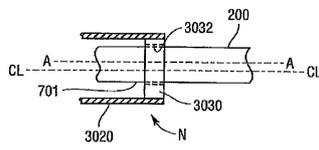


Fig.92A

【 図 9 4 】

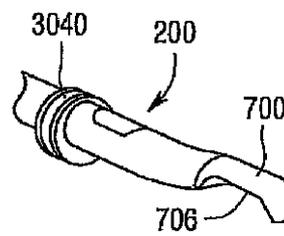


Fig.94

【 図 9 3 】

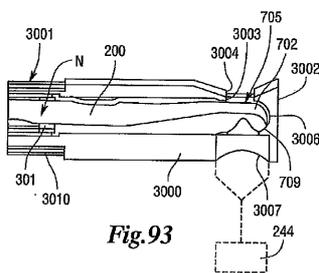


Fig.93

【 図 9 5 】

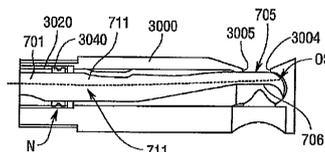


Fig.95

【 図 9 6 】

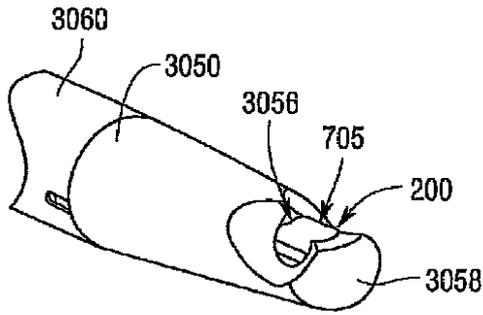


Fig.96

【 図 9 7 】

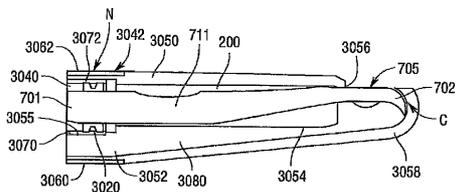


Fig.97

【 図 9 8 】

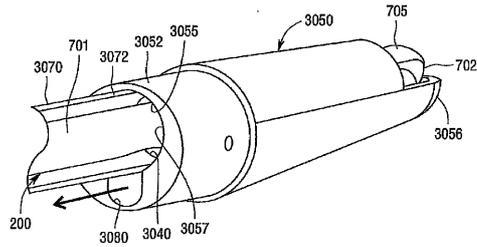


Fig.98

【 図 9 9 】

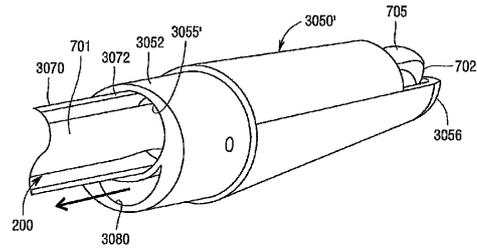


Fig.99

【 図 1 0 0 】

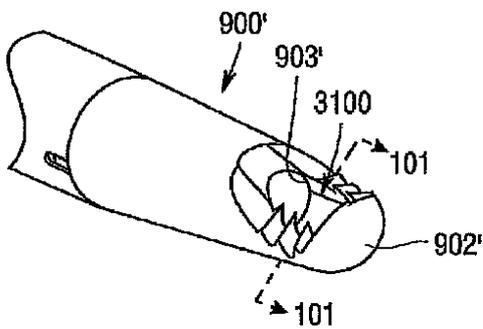


Fig.100

【 図 1 0 2 】

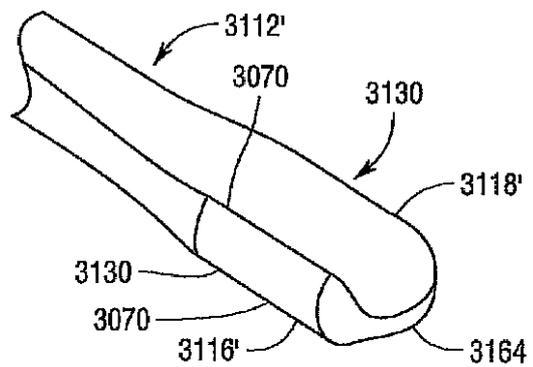


Fig.102

【 図 1 0 1 】

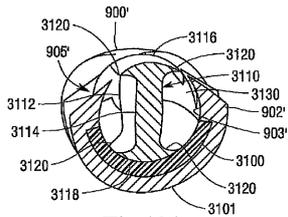


Fig.101

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 ミューモア・ダニエル・ジェイ
アメリカ合衆国、45150 オハイオ州、ミルフォード、ロング・レーン 953
- (72)発明者 シュテューレン・フォスター・ビー
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ブリッジウォーター・コート 6245
- (72)発明者 ジョンソン・グレゴリー・ダブリュ
アメリカ合衆国、45150 オハイオ州、ミルフォード、センター・ストリート 907
- (72)発明者 モルガン・ジェローム・アール
アメリカ合衆国、45236 オハイオ州、シンシナティ、エス・ホワイトツリー・サークル 3
275
- (72)発明者 ハウザー・ケビン・エル
アメリカ合衆国、45066 オハイオ州、スプリングボロ、フォリッジ・レーン 570
- (72)発明者 ニューロー・マーク・エイ
アメリカ合衆国、41071 ケンタッキー州、ニューポート、ネルソン・プレイス 658
- (72)発明者 マラビヤ・ブラサンナ
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、マクスフリイ・レーン 5860
- (72)発明者 フォートソン・レジナルド・ディー
アメリカ合衆国、45226 オハイオ州、シンシナティ、ウォルワース・アベニュー 3404
- (72)発明者 コンロン・ショーン・ピー
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ノース・シャドー・ヒル・ウェイ 62
34、アパートメント・シー
- (72)発明者 ダナハー・ウィリアム・ディー
アメリカ合衆国、45236 オハイオ州、シンシナティ、エルドラ・ドライブ 8907
- (72)発明者 ウィーナー・アイタン・ティー
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クロトン・ドライブ 9519
- (72)発明者 ボダン・クリスティ・エム
アメリカ合衆国、45069 オハイオ州、ウェスト・チェスター、キルケニー・ドライブ 74
49
- (72)発明者 ジョアキム・ウィリアム・エス・ジュニア
アメリカ合衆国、45044 オハイオ州、リバティー・タウンシップ、エアリー・ビュー・ドラ
イブ 7398

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 実開昭62-170011(JP,U)
特開2007-054665(JP,A)
特表2008-508065(JP,A)
特開2005-040222(JP,A)
特開2003-126104(JP,A)
米国特許第06204592(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

A61B 17/32

A 6 1 B 1 7 / 5 6

专利名称(译)	具有旋转切割工具的超声驱动手术器械		
公开(公告)号	JP5872489B2	公开(公告)日	2016-03-01
申请号	JP2012552947	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	ロバートソングレンシー ティムリチャードダブリュ ミューモータニエルジェイ シュテューレンフォスタービー ジョンソングレゴリーダブリュ モルガンジェロームアール ハウザーケビンエル ニューローマークエイ マラビヤプラサンナ フォートソンレジナルドディー コンロンショーンピー ダナハーウィリアムディー ウィーナーアイタンティー ボダンクリスティエム ジョアキムウィリアムエスジュニア		
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 ミューモータニエル・ジェイ シュテューレン・フォスター・ビー ジョンソン・グレゴリー・ダブリュ モルガン・ジェローム・アール ハウザー・ケビン・エル ニューロー・マーク・エイ マラビヤ・プラサンナ フォートソン・レジナルド・ディー コンロン・ショーン・ピー ダナハー・ウィリアム・ディー ウィーナー・アイタン・ティー ボダン・クリスティ・エム ジョアキム・ウィリアム・エス・ジュニア		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/32 A61B17/56		
CPC分类号	A61B17/32002 A61B17/320068 A61B17/320758 A61B2017/00075 A61B2017/00106 A61B2017/00477 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320089		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.330 A61B17/56		
審査員(译)	井上哲夫		
優先権	12/703860 2010-02-11 US		
其他公开文献	JP2013519435A		

摘要(译)

在一个总体方面，各种实施例包括可在其中可旋转地支撑超声换能器组件的手持件壳体，其可通过各种马达配置选择性地旋转，包括超声手术适用的仪器是针对性的。公开了用于从控制系统输送超声电信号和电动机驱动信号的各种滑环配置。公开了用于附接到超声换能器组件的各种形式的刀片和切割工具，并且这种装置可以在中空外护套内选择性地旋转。可以对切割工具施加真空或者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切割工具。

(21) 出願番号	特願2012-552947 (P2012-552947)	(73) 特許権者	595067890
(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
(63) 公表番号	特表2013-519435 (P2013-519435A)		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、クレーク・ロード 4545
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/024183		
(87) 国際公開番号	W02011/100316		
(87) 国際公開日	平成23年8月18日 (2011.8.18)		
審査請求日	平成26年2月6日 (2014.2.6)	(74) 代理人	100088605
(31) 優先権主張番号	12/703,860		弁理士 加藤 公延
(32) 優先日	平成22年2月11日 (2010.2.11)	(74) 代理人	100130384
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 大島 孝文
前置審査			

最終頁に続く