

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5642783号
(P5642783)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

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

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2012-518579 (P2012-518579)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成22年6月29日 (2010. 6. 29)		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2012-531970 (P2012-531970A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成24年12月13日 (2012.12.13)		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/US2010/040451		
(87) 国際公開番号	W02011/002797	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成23年1月6日 (2011.1.6)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成25年5月21日 (2013.5.21)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	61/221, 600		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成21年6月30日 (2009.6.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	12/823, 231		
(32) 優先日	平成22年6月25日 (2010.6.25)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 切断及び凝固のための超音波装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸及び少なくとも一つのチャンネルを画定する、外管と、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、該作動レバーが、少なくとも一つのアパーチャを含み、前記外管を、前記少なくとも一つのアパーチャが前記少なくとも一つのチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

前記アパーチャを封止するためのキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づけ、

前記キャップは、前記外管に力を加えるように構成されている付勢要素を備えている、超音波手術器具。

【請求項 2】

前記外管が、前記長手方向軸に沿って対向するチャンネルを含む、請求項 1 に記載の超音波手術器具。

【請求項 3】

前記チャンネル内に少なくとも1つのボールベアリングが配置される、請求項1に記載の超音波手術器具。

【請求項4】

前記キャップが、前記チャンネルと少なくとも部分的に重なる関係にある溝を含む、請求項1に記載の超音波手術器具。

【請求項5】

前記キャップが、前記チャンネルと重なる関係にある、少なくとも1つのベアリングポストを含む、請求項1に記載の超音波手術器具。

【請求項6】

前記付勢要素が前記アパーチャ内に配置される、請求項1に記載の超音波手術器具。

10

【請求項7】

前記付勢要素がばねである、請求項6に記載の超音波手術器具。

【請求項8】

ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸並びに第1のチャンネル及び第2のチャンネルを画定する、外管と、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、該作動レバーが、少なくとも1つのアパーチャを含み、かつ前記外管を、前記少なくとも1つのアパーチャが少なくとも前記第1のチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

20

前記アパーチャを封止するためのキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づけ、

前記キャップは、前記外管に力を加えるように構成されている付勢要素を備えている、
超音波手術器具。

【請求項9】

前記第1のチャンネルが、前記長手方向軸に沿って前記第2のチャンネルと対向する関係に配置される、請求項8に記載の超音波手術器具。

30

【請求項10】

前記作動レバーが、前記第2のチャンネルと重なる関係にある第2のアパーチャを含む、請求項9に記載の超音波手術器具。

【請求項11】

少なくとも前記第1のチャンネル内に少なくとも1つのボールベアリングが配置される、請求項8に記載の超音波手術器具。

【請求項12】

前記キャップが、少なくとも前記チャンネルと少なくとも部分的に重なる関係にある溝を含む、請求項8に記載の超音波手術器具。

【請求項13】

前記キャップが、少なくとも前記第1のチャンネルと重なる関係にある少なくとも1つのベアリングポストを含む、請求項8に記載の超音波手術器具。

40

【請求項14】

ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸並びに該長手方向軸に沿って対向する関係にある第1のチャンネル及び第2のチャンネルを画定する、外管と、

前記第1のチャンネル及び前記第2のチャンネルそれぞれの内部に配置される、少なくとも1つのボールベアリングと、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠

50

位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、第1のアーチャー及び第2のアーチャーを含み、該作動レバーが前記外管を、前記第1のアーチャーが前記第1のチャンネルと重なる関係になり、前記第2のアーチャーが前記第2のチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

前記第1のアーチャーを封止するための第1のキャップと、

前記第2のアーチャーを封止するための第2のキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを、前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づけ、

前記第1及び第2のキャップは、前記外管に力を加えるように構成されている付勢要素を備えている、

超音波手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、2009年6月30日に出願された米国仮特許出願第61/221,600号の優先権の利益を主張するものである。

【0002】

(発明の分野)

本発明は一般的には超音波手術システムに関し、より具体的には、外科医が、補助節解剖又は体内腔内深部の処置のような微細で繊細な手術処置に要求される切断、凝固、及び微細な解剖を行うことができるように最適化された、超音波装置に関する。

【背景技術】

【0003】

超音波手術器具は、そのような器具の特有の性能的特徴のおかげで、手術処置にますます広範に用いられるようになってきている。特定の器具の構成及び操作パラメータによっては、超音波手術器具は、組織の切断及び凝固によるホメオスタシスを実質的に同時に果たし、患者の外傷を望ましく最小限にすることができる。切断行為は、通常、器具の遠位端にあるエンドエフェクタによって行われ、エンドエフェクタが接触した組織に超音波エネルギーが伝達される。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含む開腹手術用途、腹腔鏡又は内視鏡手術処置用に構成され得る。

【0004】

患者の組織に超音波エネルギーを連結させるためにエンドエフェクタのブレードに組織を押し付けるためのクランプ機構を含む超音波手術器具が開発された。そのような構成(ときにクランプコアギュレータせん刀又は超音波トランセクタとも呼ばれる)は、米国特許第5,322,055号、同第5,873,873号、及び同第6,325,811号に開示されている。外科医はクランプアームを作動させて、ハンドグリップ又はハンドルを握り締めることによってブレードにクランプパッドを押し付ける。このような構成は、クランプアームを作動させるための「管内管(tube-within-a-tube)」構成を開示する。鉗子型器具にとっての課題は、クランプパッドをブレードに対してどう旋回するかにある。超音波導波管に特有の物理的特性が起因する機械的課題のために、ピボットピンが配置され得る位置、及びピボットピンが医療処置に真に適した設計で超音波導波管と相互作用し得る方法が制限される。したがって、現在の器具及び従来技術の欠点を克服する必要がある。

【0005】

現在のクランプコアギュレータせん刀の設計のいくつかは、この手術器具を駆動するためにフットペダルを利用する。外科医はこのフットペダルを操作する一方で、同時にハンドルに圧力を加えて、つめとブレードとの間に組織を押し付けて、組織の切断及び凝固の

10

20

30

40

50

ために切刃に伝達されるエネルギーを提供する発振器を作動させる。このタイプの器具の作動に伴う主な欠点としては、外科医がフットペダルを探す間の手術場所への集中の損失、処置が行われる間の外科医の動きをフットペダルが妨害、及び長時間の場合の外科医の脚の疲労が挙げられる。

【0006】

現在のクランプコアギュレータせん刀の設計のいくつかは、ピストルグリップ又ははさみグリップの設計のいずれかであるハンドルを採用している。はさみグリップの設計は、ハウジングに固定された非可動の1つの親指又は指グリップと、1つの可動の親指又は指グリップを有する場合がある。このタイプのグリップは、止血鉗子のような、親指グリップと指グリップとの両方が互いに反対に移動する他のオープンタイプの手術器具を使用する外科医にとってあまり馴染みがない場合がある。現在の設計は、ワーキング要素の縦軸に対して垂直の、固定された旋回軸又は回転点を中心に回転するはさみアームを有する。2つのアーム間の相対動作が完全に回転動作であるため、このアプローチには制限がある。この特徴は、完全に閉じられているときの2つのワーキングエンド間の圧力特性を制御する能力を制限する。更に、現在の設計では使用者が器具のワーキングエンドにおける圧力特性を変化させることはできない。

10

【0007】

現在のクランプコアギュレータせん刀の設計は、重要な血管及び神経束を避けるために精密な解剖、切断、及び凝固が要求される繊細な処置のために特別に設計されたものではない場合がある。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

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。本明細書に記述する超音波手術器具は、それらの欠点を克服する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

本発明の新規な特徴が、添付の特許請求の範囲に具体的に記載されている。本発明自体は、しかしながら、編成及び操作方法のいずれに関しても、以下の添付の図面と共になされた以下の説明を参照することによって最良に理解され得る。

30

【図1】本発明による超音波手術器具の実施形態を図示する斜視図。

【図2】図1の分解組立図。

【図3a】図1の実施形態の一代替的表現形態の部分図。

【図3b】図1の実施形態の一代替的表現形態の部分図。

【図3c】図1の実施形態の一代替的表現形態の部分図。

【図4a】図1のボールベアリングピボット機構の分解図。

【図4b】図1のボールベアリングピボット機構の分解図。

【図4c】ボールベアリングピボット機構の分解切欠図。

【図5a】ピボット機構の第1の代替的表現形態の分解図。

【図5b】ピボット機構の第1の代替的表現形態の分解図。

40

【図6a】ピボット機構の第2の代替的表現形態の分解図。

【図6b】ピボット機構の第2の代替的表現形態の分解図。

【図7a】ピボット機構の第3の代替的表現形態の分解図。

【図7b】ピボット機構の第3の代替的表現形態の分解図。

【図8a】ピボット機構の第4の代替的表現形態の分解図。

【図8b】ピボット機構の第4の代替的表現形態の分解図。

【図9a】ピボット機構の第5の代替的表現形態の分解図。

【図9b】ピボット機構の第5の代替的表現形態の分解図。

【図9c】ピボット機構の第5の代替的表現形態の分解図。

【図10a】ピボット機構の第6の代替的表現形態の分解図。

50

- 【図10b】ピボット機構の第6の代替的表現形態の分解図。
- 【図10c】ピボット機構の第6の代替的表現形態の分解図。
- 【図10d】ピボット機構の第6の代替的表現形態の分解図。
- 【図11a】ピボット機構の第7の代替的表現形態の分解図。
- 【図11b】ピボット機構の第7の代替的表現形態の分解図。
- 【図11c】ピボット機構の第7の代替的表現形態の分解図。
- 【図12a】ピボット機構の第8の代替的表現形態の分解組立図。
- 【図12b】ピボット機構の第8の代替的表現形態の分解組立図。
- 【図12c】ピボット機構の第8の代替的表現形態の分解組立図。
- 【図12d】ピボット機構の第8の代替的表現形態の分解組立図。 10
- 【図12e】ピボット機構の第8の代替的表現形態の分解組立図。
- 【図13a】閉位置にあるつめ部材を示す、本発明の一実施形態の部分図。
- 【図13b】開位置にあるつめ部材及び組織止めを示す、図13aの実施形態の部分図。
- 【図14a】開いたつめ及び閉じたつめとともに示す、組織止めの一代替的表現形態の部分図。
- 【図14b】開いたつめ及び閉じたつめとともに示す、組織止めの一代替的表現形態の部分図。
- 【図15a】開いたつめ及び閉じたつめとともに示す、組織止めの第2の代替的表現形態の部分図。
- 【図15b】開いたつめ及び閉じたつめとともに示す、組織止めの第2の代替的表現形態の部分図。 20
- 【図16a】つめ圧を変化させるための機構を備えたレバーアームの一表現形態を示す斜視図及び正面図。
- 【図16b】つめ圧を変化させるための機構を備えたレバーアームの一表現形態を示す斜視図及び正面図。
- 【図17a】つめ圧を変化させるための機構を備えたレバーアームの一代替的表現形態の正面図及び切欠図。
- 【図17b】つめ圧を変化させるための機構を備えたレバーアームの一代替的表現形態の正面図及び切欠図。
- 【図17c】つめ圧を変化させるための機構を備えたレバーアームの一代替的表現形態を示す、レバーアームの部分切欠図。 30
- 【図18a】図1の実施形態とともに使用するためのトルクレンチ及びアダプタの代替的な図。
- 【図18b】図1の実施形態とともに使用するためのトルクレンチ及びアダプタの代替的な図。
- 【図18c】図1の実施形態とともに使用するためのトルクレンチ及びアダプタの代替的な図。
- 【図19a】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの実施形態。
- 【図19b】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの実施形態。
- 【図19c】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの実施形態。 40
- 【図19d】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの実施形態。
- 【図20a】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの一代替的実施形態の斜視図及び切欠図。
- 【図20b】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの一代替的実施形態の斜視図及び切欠図。
- 【図20c】ハンドピースを超音波器具に接続するためのトルクアシストの一代替的実施形態の斜視図及び切欠図。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0010】
- 本発明の詳細を説明する前に、本発明は、その用途又は使用において、添付の図面及び 50

説明に例示される部品の構成並びに配設の詳細に制限されないことが留意されるべきである。本発明の例示的な諸実施形態は、他の実施形態、変形形態、及び修正形態に実装され又は組み込まれてもよく、様々な方法で実践又は実施されてよい。更に、特に明記しない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために本発明の例示的な実施形態を説明する目的で選ばれており、それらの範囲を限定することを目的とするものではない。

【0011】

更に、理解されたいこととして、以下に説明する実施形態、実施形態の表現、実施例などのうちのいずれか1つ以上が、以下に説明する他の実施形態、実施形態の表現、実施例などのうちのいずれか1つ以上と組み合わせられ得る。

【0012】

本発明は特に、手術処置中において繊細な手術処置を含む組織の切断、凝固、及び/又は把持を達成するように構成された、改良された超音波手術クランプコアギュレータ装置を目的とする。本発明の装置は、開腹手術処置に使用するように構成されている。超音波エネルギーの選択的な使用によって多方面の用途が容易になる。装置の超音波構成要素が作動していないときは、組織の切断又は損傷を伴わずに、望むように組織を容易に把持して操作することができる。超音波構成要素が作動しているときは、装置は、超音波エネルギーと連結するために組織を把持させ、上昇された圧力の印加が効率的に組織を切断及び凝固して、組織凝固を行うことを可能にする。所望により、超音波ブレードの適切な操作によって、装置のクランプ機構を使用せずに超音波エネルギーを組織に印加することができる。

【0013】

以下の説明から明らかになるように、本発明のクランプコアギュレータ装置は、その分かりやすい構造を利用した使い捨て用途のために特に構成される。したがって、装置は、手術システムの超音波発振器装置を付随して使用され、この発振器装置からの超音波エネルギーが本発明のクランプコアギュレータ装置に望まれる超音波作動を提供するものと考えられる。本発明の原理を具現するクランプコアギュレータ装置は、非使い捨て又は多数回の使用のために構成され得ること、また、一体式の電源、トランスデューサユニット、及び制御装置を更に備えて構成され得ることは、理解されよう。例えば、米国特許第6,666,875号を参照のこと。

【0014】

ここで具体的に図1及び2を参照すると、本発明による超音波手術器具100を含む手術システム19の一実施形態が図示されている。手術システム19は、ケーブル22を介して超音波トランスデューサ50に接続される超音波発振器30と、超音波手術器具と、を含む。いくつかの用途では、超音波トランスデューサ50は、多様な処置及び手術の間に外科医が超音波トランスデューサ50を把持して操作することができるように手術システム19の手術器具が構成されることから、「ハンドピースアセンブリ」と呼ばれることに留意されたい。好適な発振器の1つとしてはGEN04(Generator 300とも呼ばれる)、また好適なハンドピースアセンブリの1つとしてはHPBLUEが挙げられ、いずれもCincinnati, OhioのEthicon Endo-Surgery, Inc.により販売されている。

【0015】

超音波トランスデューサ50と超音波導波管80とがともになって、本発明の手術システム19の音響アセンブリを提供し、この音響アセンブリが、発振器30によって動力を与えられたときに、手術処置のための超音波エネルギーを提供する。手術器具100の音響アセンブリは、概して、第1の音響部分及び第2の音響部分を含む。この実施形態において、第1の音響部分は、超音波活性部分である超音波トランスデューサ50を備え、第2の音響部分は、超音波活性部分であるトランスミッションアセンブリ71を備える。更に、この実施形態において、第1の音響部分の遠位端は、例えばねじ接続によって第2の音響部分の近位端に動作可能に連結される。

10

20

30

40

50

【0016】

超音波手術器具100は、トランスデューサ50内に含まれる音響アセンブリの振動から操作者を隔離するように適応される、複数の部分からなるハンドルアセンブリ68を含む。ハンドルアセンブリ68は、従来の方法で使用者によって保持される形を取ることができるが、これから説明するように、この超音波手術器具100は、原則的に、この器具のハンドルアセンブリによって提供されるはさみ状の構成において把持され、操作されることが考えられる。複数の部分からなるハンドルアセンブリ68が図示されているが、ハンドルアセンブリ68は、単一又は一体の構成要素を備えることもできる。ハンドルアセンブリ68への超音波トランスデューサ50の挿入によって、超音波手術器具100の近位端は、超音波トランスデューサ50の遠位端を受け入れてそれに適合する。超音波手術器具100は、ユニットとして超音波トランスデューサ50に取り付ける及びそれから取り外すことができる。超音波手術器具100は、嵌合するハウジング部分69及び70と、超音波トランスミッションアセンブリ71と、を備えるハンドルアセンブリ68を含むことができる。超音波手術器具100の細長いトランスミッションアセンブリ71は、器具のハンドルアセンブリ68から直角に延出する。

10

【0017】

ハンドルアセンブリ68は、ポリカーボネート又は液晶ポリマーのような耐久性のあるプラスチックで構築され得る。また、代替方法として、ハンドルアセンブリ68を他のプラスチック、セラミック、又は金属を含む多様な材料で作製してもよいと考えられる。しかしながら、従来の無充填熱可塑性プラスチックは、熱伝導率がわずかに約0.20W/m^{°K} (ワット/メートル・ケルビン)しかない。器具からの熱放散を向上させるために、ハンドルアセンブリは20~100W/m^{°K}の範囲の熱伝導率を有する熱伝導性の熱可塑性プラスチック、例えば耐熱性樹脂液晶ポリマー(LCP)、ポリフェニレンサルファイド(PPS)、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、及びポリスルホンなどから構成されてよい。PEEK樹脂は、窒化アルミニウム又は窒化ホウ素で充填された熱可塑性樹脂であり、これらは導電性ではない。熱伝導性樹脂は、比較的小さい器具内の熱を管理するのを助ける。

20

【0018】

図3a~3cに示される一代替的表現形態では、両シュラウド69及び70は遠位先端において細くなる、すなわち先細の形状であってよく、ともにプレスピンは含まず、また、突出部154を備える係合クリップ152などの外部係合構造を有する。これら2つのシュラウド半片69及び70が組み立てられたところで、その先端上に第3の先細中空錐体形状要素150を滑らせかぶせることができる。錐体要素150は金属又はプラスチックから作製されることができ、突出部154を受容及び係合するためのアパーチャ156を含む。錐体要素150は加熱されて2つのシュラウド半片上に挿入され、冷えて締め込みを形成し得る。完全に組み立てられると、ハンドルアセンブリ68のトルクに対する抵抗が増大する。

30

【0019】

トランスミッションアセンブリ71は、導波管80及びブレード79を含む。いくつかの用途では、トランスミッションアセンブリが「ブレードアセンブリ」と呼ばれる場合があることに注意されたい。トランスデューサ50からの超音波エネルギーをブレード79の先端に伝達するように適応される導波管80は、可撓性、半可撓性、又は剛性であってよい。導波管80は、また、当該技術分野で周知のように、導波管80を通してブレード79に伝達される機械振動を増幅するように構成され得る。導波管80は、更に、導波管80に沿った縦振動のゲインを制御するための特徴、及びシステムの共振周波数に対して導波管80を整調するための特徴を有してもよい。具体的には、導波管80は、任意の断面寸法を有することができる。例えば、導波管80は実質的に均一の断面を有してもよく、又は導波管80は、様々なセクションで先細形状であっても、又はその全長にわたって先細形状であってもよい。

40

【0020】

50

超音波導波管 80 は例えば、システムの波長の $1/2$ の整数倍にほぼ等しい長さ ($n/2$) を有してよい。超音波導波管 80 及びブレード 79 は、好ましくは、チタン合金 (すなわち Ti-6Al-4V)、アルミニウム合金、サファイア、ステンレススチール、又は他の任意の音響的に適合性のある材料のような、超音波エネルギーを効率的に伝播する材料から構築される中実シャフトから作製され得る。超音波導波管 80 は、例えば、甲状腺摘出用には短く、従来の開腹処置用には長く、というように、特定の手術用途に対処するためにいくつでも違った長さに形成されてよい。

【0021】

超音波導波管 80 は、更に、導波管 80 の縦軸に対してほぼ垂直に内部を通過して延在する少なくとも 1 つの放射状孔又はアパーチャを含むことができる。節点に位置づけられてもよいアパーチャ 66 は、下で述べる、導波管 80 をハンドルアセンブリ 70 に接続するコネクタピン 27 を受け入れるように構成される。

10

【0022】

ブレード 79 は、導波管 80 と一体式でもよく、単一ユニットとして形成されてもよい。現在の実施形態の別の具現において、ブレード 79 は、ねじ接続、溶接、又は他の連結機構によって接続され得る。ブレード 79 の遠位端は、音響アセンブリが組織による負荷を与えられていないときに、音響アセンブリを好ましい共振周波数 f_0 に整調するために、アンチノード 85 の近くに配置される。超音波トランスデューサ 50 の動力源が入ると、ブレード 79 の遠位端すなわちブレード先端 79a は、例えば 55, 500 Hz の既定の振動周波数 f_0 で、例えば約 10 ~ 500 マイクロメートルの頂点間振幅の範囲、好ましくは約 20 ~ 約 200 マイクロメートルの範囲で、(x 軸に沿って) ほぼ長手方向に動くように構成されている。ブレード先端 79a はまた、好ましくは、x 軸における動きの約 1 ~ 約 10 パーセントで y 軸において振動する。

20

【0023】

ブレード先端 79a はブレード先端において機能的非対称部、すなわち視野改善のための曲線部分を形成することにより、外科医は、切断又は凝固が行われている構造体にわたって延在するブレード 79 を確認することができる。これは、大血管のマージンを確認する際に特に重要である。この形状は、また、生体構造体の湾曲により近い形状を模倣することによって、組織へのアクセスの改善を提供する。ブレード 79 は、様々な組織作用、すなわちクランプ凝固、クランプ切断、把持、後方切断、解剖、スポット凝固、先端貫通、先端スコリングを提供するように設計された様々な縁部及び表面を提供する。

30

【0024】

外側の管状部材すなわち外側シュラウド 72 は、ハンドルアセンブリ 68 の最遠位端に取り付けられる。外側シュラウド 72 の遠位端には、遠位シュラウド 76 が取り付けられる。外側シュラウド 72 及び遠位シュラウド 76 のどちらも、スナップ嵌め、プレス嵌め、糊、又は他の機械的手段によって取り付けることができる。遠位シュラウド 76 から遠位に延出しているのは、1 つ以上の組織パッド 58 と組み合わせられたエンドエフェクタ 81 であり、ブレード 79 と、一般につめとも称されるクランプ部材 56 と、を備える。エンドエフェクタ 81 の最も近くで、最遠位節点 84 においてシール 83 を提供して、導波管 80 と遠位シュラウド 76 との間の領域における組織、血液及び他の物質の通過を減少させることができる。シール 83 は、リング、又は節点 84 でオーバーモールドされるシリコン (silicon) のような、任意の既知の構造であってよい。

40

【0025】

導波管 80 はハンドルアセンブリ 68 の空洞 59 内に配置される。軸方向及び径方向の両方で導波管 80 を正しく位置づけるために、ピン 27 が導波管 80 の開口部 66 を通過して延在し (節点に位置づけられる)、チャンネル 28 (ハウジング部分 69 と 70 との嵌合によって形成される) に係合する。好ましくは、ピン 27 は、ステンレススチール若しくはチタン、又はポリカーボネート若しくは液晶ポリマーのような耐久性プラスチックなどの、任意の適合性のある金属で作製される。一実施形態の第 1 の表現形態では、ピン 27 は、同ピン 27 の導波管 80 を通過して延在する部分 29 についてはシリコン (silicon)

50

などのエラストマー材によって部分的にコーティングされるが、同ピン 27 の、部材 69 及び 70 を係合する部分についてはコーティングされない。シリコン (silicone) は、孔 66 の長さ全体にわたって、振動するブレードからの絶縁を提供する。これは、高効率の動作を可能にし、それにより最小の過熱しか生成されず、最大の超音波出力パワーが切断及び凝固のためにブレード先端で利用可能となる。ピン 27 の端部に絶縁材がないことから、ピン 27 は、仮にピン 27 が絶縁材によって完全にコーティングされている場合には変形及び移動をもたらしかねない絶縁材がないことによって、ハンドルアセンブリ 68 内にしっかりと保持される。

【0026】

クランプアーム 60 は、この超音波手術器具 100 での使用において、クランプアーム 60 の遠位端に位置するブレード 79 及びクランプ部材 56 と協働して動作するように構成される。クランプアーム 60 は単一部品として製造されてもいいし、区分ごとに製造されてともに取り付けられてもいい。クランプアーム 60 は、下記に詳述するように、外側シュラウド 72 の遠位端に回転可能に実装され、親指リングである作動部材 34 の遠位端で接続可能に取り付けられる。クランプパッド 58 は、ブレード 79 と協調するようにクランプ部材 56 に実装され、クランプアーム 60 の回転動作がクランプパッドをブレード 79 に対してほぼ平行な関係でブレード 79 と接触させて位置づけることによって、組織処置領域を画定する。この構造によって、組織はクランプパッド 58 とブレード 79 との間に把持される。ブレード 79 に対するクランプ部材 56 の旋回運動は、クランプアーム 60 上に、外側シュラウド 72 と相互作用する 1 対のボールベアリング回転部材を備えることによって、影響を受ける。外側シュラウド 72 はピン 27 を介してハンドル 68 に係止される。

【0027】

ピボット機構

ここで図 4 a ~ 4 c を参照すると、一表現形態では、クランプアーム 60 は、外側シュラウド 72 の両側においてそれぞれ 1 つ以上のベアリング案内溝 202 a ~ 202 b と重なる 2 つのアパーチャ 200 a ~ 200 b を含む、一体型の部品である。ベアリングセット 201 a ~ 201 b が、対応するアパーチャ 200 a ~ 200 b 内にしっかりと挿入されたベアリングキャップ 204 a ~ 204 b によって、対応する各ベアリング案内溝 202 a ~ 202 b 内に捕捉される。各キャップ 204 a ~ 204 b は、接着剤、ねじ、レーザー溶接、又は当業者に周知の他の機械的手段によってアパーチャ内に固定され得る。

【0028】

各ベアリングキャップ 204 a ~ 204 b は第 1 の表面 206 a ~ 206 b 及び第 2 の表面 208 a ~ 208 b を含む。第 1 の座面 206 a ~ 206 b は、キャップ 204 a ~ 204 b をアパーチャ 200 a ~ 200 b 内に固定するための締結装置を捕捉するための手段 210 a ~ 210 b を含む。一実施形態では、手段 210 a ~ 210 b は、締結手段を受容してベアリングキャップ 204 a ~ 204 b をアパーチャ 200 a ~ 200 b に通す (図 4 c) ための、1 つ以上の弓状のチャンネルを含む。ベアリングキャップの第 2 の表面 208 a ~ 208 b は、ベアリング案内溝 202 a ~ 202 b に対応する溝すなわちチャンネル 212 a ~ 212 b を備えるが、これはベアリングセット 201 a ~ 201 b をしっかりと捕捉し、ベアリングセット 201 a ~ 201 b がベアリング案内溝 202 a ~ 202 b とチャンネル 212 a ~ 212 b とによって形成されるチャンネル内で移動又は回転できるようにするためである。

【0029】

ここで図 5 a ~ 5 b を参照すると、ベアリングアセンブリの代替的表現形態は、外側シュラウド 72 上に配置された、対称的に対向する案内溝 1202 a ~ 1202 a' を備え、その中にベアリングキャップ 1204 a 上のベアリングポスト 1201 a ~ 1201 a' がピボットのどちらかの側において乗るようになっている。ベアリングポスト 1201 a ~ 1201 a' は、キャップ 1204 a 上に機械加工により形成されてよく、キャップはクランプアーム 60 のアパーチャ 200 a ~ 200 b 内にプレス嵌め、レーザー溶接

10

20

30

40

50

、接着剤により取り付けられ、又はその他の方法により固定され得る。(図示はしないが、クランプアーム60は、ベアリングポスト1201b~1201b'を備える対応するベアリングキャップ1204bを受容するための、第2のアパーチャ200bを含む)。ベアリングキャップ1204a~1204bの外的構造は円形状、又はベアリングキャップが装置の組み立てを補助するのに重要であるような、他の任意の幾何学形状であってよい。

【0030】

ここで図6a~6bを参照すると、一代替的表現形態において、ベアリングキャップ2204は、ベアリングキャップ2204がアパーチャ2200内において確実に正しい方向に向くようにするために重要な特徴構造を含む。ベアリングキャップ2204上の重要特徴構造は、一実施形態においては、アパーチャ2200上の平坦部220に対応する平坦表面222である。更に、表面224がベアリングキャップ2204の表面226に対応し、ベアリングキャップ2204がアパーチャ2200内に過度に挿入されるのを防ぐようになっている。加えて、ベアリングキャップ2204は、外側シュラウド72に力を加えてアセンブリ内の緩みを除去するための、剛性又はばね状のたわみ要素228を含んでもよい。たわみ要素228は、両方のベアリングキャップ上に用いることにより、クランプアーム60を外側シュラウド72に対して中心をそろえた配列で付勢し、裕度の累積効果を制限するようにしてもよい。

10

【0031】

ここで図7a~7bを参照すると、一代替的表現形態において、外側シュラウド72上に非対称性の案内溝3202a~3202a'が相隔てられて、又は、相互にある距離を置いてずれている場合には同心状に部分的に重なるように(図示せず)、配置されてよい。案内溝3202a~3202a'はそれぞれ1つ以上のボールベアリング3201a~3201a'を含んでよい。ベアリングはベアリングキャップ3204によって捕捉される。ベアリングキャップ3204はクランプアーム60のアパーチャ3200(図示せず)内に機械的に固定、プレス嵌め、レーザー溶接、又は接着されてよい。ベアリングキャップ3204は、案内溝3202a~3202a'に、重なる案内溝すなわち溝3212a~3212a'を備える。あるいは、ベアリングキャップ3204は案内溝3202a~3202a'に重なる単一の案内溝を備えてもよい。好ましくは案内溝3212a~3212a'は、ベアリングキャップ3204がアパーチャ3200内に配置されるように付勢スロープ又は湾曲を備え、この付勢スロープ又は湾曲が、ベアリングアセンブリの過度の裕度をすべて排除するべく、ボールベアリング3201a~3201a'に対応する案内溝3202a~3202a'の外側に向けて押し付ける。

20

30

【0032】

ここで図8a~8bを参照すると、一代替的表現形態では、小さなボールベアリング4201aのクラスタが、外側シュラウド72上に円形状の凹部を備えた案内溝4202内に配置される。ベアリングキャップ4204は、案内溝4202の幾何学形状に整合する傾斜した円形状表面4214を備えるとともに、円形状表面4214の遠位端すなわち先細の端部に突出部4216を備える。ベアリングキャップ4204がクランプアーム60のアパーチャ4200内に挿入されると、突出部4216及び傾斜した円形状表面4214がボールベアリングを円形状の凹部から案内溝4202の外辺部に向けて外側に押し付けることで、ベアリングアセンブリの裕度を調整する。

40

【0033】

ここで図9a~9cを参照すると、一代替的表現形態において、波形ばね又は他のたわみ性部材5218がアパーチャ5200に配置され、ベアリングキャップ5204とともに用いられて、外側シュラウド72に力を加える。波形ばね又は他のたわみ性部材5218を両方のベアリングキャップ5204a~5204b上に用いることにより、クランプアーム60を外側シュラウド72に対して中心をそろえた配列で付勢し、裕度の累積を制限するようにしてもよい。

【0034】

50

ここで図10a～10dを参照すると、一代替的表現形態において、非対称性の案内溝6202a～6202a”及び(外側シュラウド72のもう一方の側について)6202b～6202b”(図示せず)が、先に述べた表現形態(図4c参照)におけると同様に、外側シュラウド72の両側に配置されている。クランプアームは、ボールベアリングが中を通過し得る、少なくとも1つの、ボールベアリング大の孔を有する。外側シース72がクランプアーム60にそろえて配列された後、ボールベアリングが孔に挿入され、非対称性の案内溝6202a～6202a”及び6202b～6202b”内に落ち込む。各案内溝内に1つ以上のボールベアリングを配置してよい。クランプアームを連続的に回転させることにより、代替的な案内溝を露出してボールベアリングを挿入できるようにしてもよい。すべての案内溝が充填された後、孔栓6218a～6218a”を備えるベアリングキャップ6204がプレス嵌め又は他の方法でクランプアーム60に取り付けられ、孔6220a～6220a”を封止し、ボールベアリングを案内溝6202a～6202a”内に保持する。(図示はしないが、同様の構造がクランプアーム60及び外側シース72の反対側にも存在する。)

10

【0035】

ここで図11a～11cを参照すると、図10a～10dの表現形態に対する一代替的表現形態において、ベアリングキャップ7204は、上に開示したのと同様の用途のための孔栓7218a～7218a'を含む。ベアリングキャップは更に、(クランプ60上のスロット7224a～7224a'を介して)案内溝7202a～7202a'内に挿入された状態で、ボールベアリングを案内溝7202a～7202a'の外側に向かって付勢する付勢栓7222a～7222a'を備える。好ましくは付勢栓7222a～7222a'は湾曲したくぼみ7226a～7226a'を備え、このくぼみが案内溝7202a～7202a'と協働して、ボールベアリングが中を移動するチャンネルを形成する。(図示はしないが、同様の構造がクランプアーム60及び外側シース72の反対側にも存在する。)

20

【0036】

ここで図12a～12eを参照すると、クランプアーム60の外側シース72への取り付けの一代替的表現形態は、案内溝230及び232と相互作用するピン234、236からなる。クランプアーム60は、外側シースをこのクランプアームを通して挿入するために、外側シース72に対して90度回転する(図12a、及び図1も参照)。ピボットピン234が案内溝230に係合し(図12b)、クランプアーム60が外側シース72に対して近位に摺動する。ピン234が、このピン236が案内溝232に係合する適切な位置に対応する案内溝230の平坦部に当接し(図12c)する。クランプアーム61が上方に向かって摺動する(図12d)。ここでクランプ60がその最終位置へと回転することによって、両ピン234及び236がそれぞれの案内溝230及び232の正確な区域に係合する(図12e)。

30

【0037】

組織止め

ここで図13a～13bを参照すると、器具100のためのエンドエフェクタ81と回転点との間の非作用領域240内に組織が挟まれる恐れがある。この領域内にある組織は凝固又は切断の対象とはならず、損傷を受けたり、又は障害となってクランプ力の低下を招いたりする恐れがある。組織止め242は、組織がブレード79の作用領域の外側に抜け出すのを防止する。組織止め242は、骨盤及び下腹部など、外科医が器具の遠位端を明確に視認することができないか、又は視角のためにどれだけの組織が締め内にあるかを判断しにくい恐れがある、体内腔の深い/狭い空間領域において有効である。第1の表現形態では、バッフル組織止め242が、外側シュラウド72及びクランプアーム60に隣接して配置される。組織止め242は、柔軟性の材料、例えばプラスチック、又はクランプパッド58がブレード79に対して閉じられた状態で蛇腹のように畳み込まれる材料から作製される。クランプパッド58がブレード79から解放された状態においては、この組織止め242が、つめに過剰な組織が挟まれた状態で不注意により組織が損傷されるこ

40

50

とを防止する。

【 0 0 3 8 】

図 1 4 a ~ 1 4 b を参照すると、組織止めの一代替的表現形式は、遠位シュラウド 7 6 及びクランプ部材 5 6 の両方に取り付けられた、2 つの湾曲した回転する金属又はプラスチック製のストリップ 2 4 4 a ~ 2 4 4 b を含む。組織止め 2 4 4 a ~ 2 4 4 b の一端はクランプ部材 5 6 においてピン 2 5 0 に固定され、クランプアーム 6 0 が外側シース 7 2 に対して回転するにつれて、ピン 2 5 2 がスロット 2 4 6 a ~ 2 4 6 b 内を走行する。器具が閉じられている状態では、組織止め 2 4 4 a ~ 2 4 4 b は遠位シュラウド 7 6 の側面に沿って位置し、器具の組織を把持する能力を妨害しない。器具が開くとき、組織止め 2 4 4 a ~ 2 4 4 b はピン 2 5 2 に沿って摺動し、ブレード 7 9 に垂直な位置へと回転する。組織止め 2 4 4 a ~ 2 4 4 b はそこで、組織がパッド 5 8 の近位へと進むのを防ぐ。

10

【 0 0 3 9 】

図 1 5 a ~ 1 5 b を参照すると、組織止めの一代替的表現形態は、外側シュラウド 7 2 上に配置されたシース 2 4 8 に対して出たり入ったり摺動する、薄い金属又はプラスチック製のストリップ 2 4 6 を用いる。組織止め 2 4 6 は、パッド 5 8 の近位にあるピボット点においてクランプアーム 6 0 に取り付けられる。一実施形態においては、ピボット点は単に、その周りに組織止め 2 4 6 の一端が取り付けられる、小さなバーである。器具が閉じた状態では、組織止め 2 4 6 の大部分はシース 2 4 8 内に位置し、ブレード 7 9 及びパッド 5 8 の邪魔になることはない。器具が開くとき、組織止め 2 4 6 はシース 2 4 8 から引き出され、組織がパッド 5 8 の近位へと進むのを防ぐ。当業者には明白であるように、組織止め 2 4 6 がシース 2 4 8 から滑り抜けてしまわないように、組織止め 2 4 6 はその一端に頭部を備えてもよく、また組織止め 2 4 6 は摩擦を減らすために潤滑化されてもよい。

20

【 0 0 4 0 】

可変圧縮力

再度図 1 及び 2 を参照すると、クランプアーム 6 0 はサムリング軸すなわちレバー 3 4 に取り付けられている。サムリング 3 5 はレバー 3 4 の近位端に取り付けられている。一実施形態では、クランプを閉じる力はレバー 3 4 の剛性 / たわみと、サムリング 3 5 が下降してハウジング 6 8 に当たってしまうこととによって制限される。

【 0 0 4 1 】

血管封止能力の強化は、接合される血管の対向する側の外膜層を相互に直接結合することによって達成される。この直接結合を妨げるものは、通常、血管の筋肉（内膜）層である。この筋肉層は、十分な圧縮力を加えることにより、外膜を損なうことなしに血管内で「分割」し得る。同筋肉層は、外膜の直接結合をもたらすのに十分な程度に退縮する。このような外膜の直接封止によって、より高い破裂圧力が示されることになる。本発明の一代替的実施形態では、レバー 3 4 が可変力制御を含むように構成され、使用者が筋肉の分離のためのより大きな圧縮力と、超音波エネルギーの印加及び封止及び切断のためのより小さな圧縮力とを生成できるようにする。

30

【 0 0 4 2 】

図 1 6 a ~ 1 6 b を参照すると、レバー 3 4 は、このレバー 3 4 よりも高い体積弾性係数（剛性）の材料から作製される剛性のスプライン 3 0 0 を更に含む。剛性のスプラインはレバー 3 4 内に形成されたスロット内に、ある場合にはレバー 3 4 が押し下げられた状態でスプライン 3 0 0 がたわまず（エンドエフェクタに圧縮力を加えない場合）、ある場合にはレバー 3 4 が押し下げられた状態でスプライン 3 0 0 がたわむように（エンドエフェクタに圧縮力を加えた場合）、配置される。使用中、使用者がエンドエフェクタに圧縮力を加えることを望まなければ、使用者は指を位置 3 0 8 に置くことで、スプライン 3 0 0 がレバー 3 4 とともにたわむことはない。使用者がエンドエフェクタに圧縮力を加えることを望む場合には、使用者が指を位置 3 0 6 に置くことでスプライン 3 0 0 のプロング 3 0 4 が係合することからスプライン 3 0 0 がレバー 3 4 とともにたわみ、それによってレバー 3 4 に剛性が加わり、エンドエフェクタにおける圧縮力が増大することになる。

40

50

【 0 0 4 3 】

図 1 7 a ~ 1 7 c を参照すると、この実施形態の一代替的表現形態では、スライドバー 3 1 0 がレバーアーム 3 4 内に組み込まれてよい。スライドバー 3 1 0 はレバー 3 4 よりも高い体積弾性係数（剛性）の材料から作製され、レバー 3 4 内に形成された空洞 3 1 0 内に配置される。スライドバー 3 1 0 は近位及び遠位に並進運動し、エンドエフェクタにおけるクランプ力を調整する。スライドバー 3 1 0 が遠位に移動するときにはレバーアーム 3 4 の体積弾性係数が減少し、そのためにエンドエフェクタにおけるクランプ力が減少する。スライドバー 3 1 0 が遠位に移動するときにはレバーアーム 3 4 の体積弾性係数が増大し、そのためにエンドエフェクタにおけるクランプ力が増大する。図 1 7 c に示されるように、スライドバー 3 1 0 は、一連の接続ギアによりスライドバーに接続される回転ノブによって、レバーアーム 3 4 内で並進運動し得る。より高い体積弾性係数の材料を用いてレバーアーム 3 4 の体積弾性係数を変化させる他の手段は技術者に委ねられる。

10

【 0 0 4 4 】

トルクレンチ

図 1 ~ 2 を参照すると、ハウジング 6 8 は近位端、遠位端、及びハウジング内で長手方向に延在する空洞 5 9 を含む。空洞 5 9 は、スイッチアセンブリ 3 0 0 及びトランスデューサアセンブリ 5 0 を受容するように構成されている。

【 0 0 4 5 】

この実施形態の一表現形態では、トランスデューサ 5 0 の遠位端がねじによって導波管 8 0 の近位端に取り付けられる。トランスデューサ 5 0 の遠位端はまた、スイッチアセンブリ 3 0 0 と相互作用し、手術器具 1 9 の指作動式制御を外科医に提供する。

20

【 0 0 4 6 】

トランスデューサ 5 0 は、トランスデューサ本体 5 0 内にしっかりと配置される第 1 の導電リング 4 0 0 及び第 2 の導電リング 4 1 0 を含むが、これについては、2 0 0 8 年 1 0 月 1 0 日に出願された MEDICAL ULTRASOUND SYSTEM AND HANDPIECE AND METHODS FOR MAKING AND TUNING と題される同時継続出願第 1 1 / 5 4 5 , 7 8 4 号において説明される。

【 0 0 4 7 】

ここで図 1 8 a ~ 1 8 c を参照すると、2 部分からなるトルクレンチ 5 0 0 が示されている。トルクレンチ 5 0 0 は器具 1 0 0 の遠位端上を摺動するため、使用者は、トランスデューサ 5 0 を導波管 8 0 の近位端に取り付けるために適切なトルクを加えることができる。トルクレンチ 5 0 0 は、一実施形態ではハンドグリップ 5 0 2 及びインサート 5 2 0 を含む。ハンドグリップ 5 0 2 は、ハンドグリップ 5 0 2 の長手方向軸の周りに配置された歯 5 0 1 a ~ 5 0 1 b（及び図示されないが歯 5 0 1 c ~ 5 0 1 d）を備える。歯 5 0 1 a ~ 5 0 1 d は、本発明の一実施形態では、歯 5 0 1 a ~ 5 0 1 d の垂直角に対して 2 5 度の角度のカム斜面 5 0 3 a ~ 5 0 3 d を備える。

30

【 0 0 4 8 】

アダプタ 5 2 0 は、表面 5 2 6 から垂直に、かつアダプタ 5 2 0 の外周に沿って突出するスプラインギア 5 2 2 a ~ 5 2 2 b を含む。スプラインギア 5 2 2 a ~ 5 2 2 b は、表面 5 2 6 から垂直角に対して約 2 5 度の角度で配置されるカム斜面 5 2 4 a ~ 5 2 4 b を含む。歯及びカム斜面の他の角度も想到され、設計者に委ねられる。

40

【 0 0 4 9 】

実施においてトルクレンチは、ハンドピース上のホーンスタッドのせん断を回避して導波管 8 0 がハンドピース 5 0 に確実に正しく組み立てられるようにするために、0 . 5 1 N - m（4 . 5 ポンド）~ 1 . 3 6 N - m（1 2 ポンド）のトルクを維持するように設計される。

【 0 0 5 0 】

アダプタ 5 2 0 は、ばねクリップ 5 2 8 a ~ 5 2 8 b がハンドグリップ 5 0 2 の遠位端においてリップ 5 0 6 に係合し所定の位置に嵌め込まれるように、ハンドグリップ 5 0 2 の空洞 5 0 4 に挿入される。好ましくは、トルクレンチ 5 0 0 は直径 2 . 5 4 c m（1 イ

50

ンチ)のエンベロープであるが、これが大部分の人間にとって把持するのに理想的な直径だからである。歯501a~501dは、スプラインギアのカム斜面524a~524bを摺動可能に係合する。時計回りの環状運動又はトルクが、パドル501を通してトルクレンチ500に付与される。このトルクは歯501a~501dからギア524a~524bへと伝達され、このギアはこのトルクを絶縁ピン27を介して導波管80へと伝達する。使用者が0.51~1.36N·m(4.55~12ポンド)のトルクを付与し、ハンドピース50を安定に保持した状態で、斜面503a~503d及び524a~524bが、スプラインギア522a~522bをハンドグリップ502の中心線から遠ざかるように移動又は屈曲させることにより、使用者が導波管80をハンドピース50に過度に締め付けることが起こらないようにする。反時計周りのトルクがパドル501を介してレンチ500に加えられた(そしてハンドピース50が安定に保持された)ときに、使用者が導波管80とハンドピース50との境界面に、パドルに加えられた力に比例して、トルクを付与することにより、器具100のハンドピース50からの取り外しが促進される。トルクレンチ500は、ポリカーボネート又は液晶ポリマーのような耐久性のあるプラスチックで構築され得る。また、レンチ500を代替的に他のプラスチック、セラミック、又は金属を含む多様な材料で作製してもよいと考えられる。

10

【0051】

グリップアシスト

ここで図19a~19dを参照すると、グリップアシスト600が、器具100のハンドピース50に対する組立及び分解の際、使用者のトルクに抵抗する能力を増大させる。このグリップアシスト600は、使用者のトルクに抵抗する能力を2つの方法で増大させる。すなわち、ハンドピース50よりも大きな外径をもたらすこと、及び外科用手袋とハンドピースの外部コーティングとの間の摩擦係数よりも大きな摩擦係数をもたらすことによってである。

20

【0052】

グリップアシスト600は、好ましくは高い摩擦係数を有する柔軟性のあるエラストマーからなる。これにはゴム、シリコン(silicon)、Versaflex(スチレンブロッコポリマー)、及びSantopreneが挙げられるがこれらに限定はされず、またグリップアシストは剛性のプラスチックシェルの内側に柔軟性のあるエラストマーをオーバーモールドしたものであってもよい。好ましくは、外側シェル又はグリップアシスト600の内側は摩擦係数を増大させるために非平滑化され得る。

30

【0053】

本発明の一表現形態では、グリップアシスト600は、開口部602を利用することでケーブル22から取り外し可能である。図19b~19dを参照すると、グリップアシスト600はケーブル22上を摺動した後、遠位方向に摺動してハンドピース50上に配置される。グリップアシストの遠位端は、ハンドピースを締め付ける際に摩擦によってハンドピース50の近位端に付着する。使用後は、グリップアシスト600はケーブルに沿って摺動し、処置中の外科医の邪魔にはならないが後の使用に備えるべく、ケーブルプラグに摩擦によって付着してもよい。

【0054】

一代替的表現形態では、グリップアシスト610は、連続的な外辺部と、並びに組み立て中にハンドピース50と嵌合する第1の空洞612と、外科処置中にケーブルプラグと嵌合して邪魔にならないようにするための第2の空洞614と、を備えることで、再使用可能である。

40

【0055】

本発明について、いくつかの実施形態を記載することによって説明してきたが、添付の特許請求の範囲の趣旨及び範疇をそのような詳述に制限又は限定することは、本出願人が意図するところではない。多数の変形、変更、及び置換が、本発明の範疇から逸脱することなく当業者には思いつくであろう。更に、本発明に伴う各要素の構造は、その要素によって実施される機能を提供するための手段として、選択的に記載され得るものである。

50

したがって、本発明は、添付の「特許請求の範囲」によってのみ限定されるものとする。

【0056】

〔実施の態様〕

(1)ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸及び少なくとも1つのチャンネルを画定する、外管と、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、該作動レバーが、少なくとも1つのアパーチャを含み、前記外管を、前記少なくとも1つのアパーチャが前記少なくとも1つのチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

前記アパーチャを封止するためのキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づける、超音波手術器具。

(2)外部シュラウドが、前記長手方向軸に沿って対向するチャンネルを含む、実施態様1に記載の超音波手術器具。

(3)前記チャンネル内に少なくとも1つのボールベアリングが配置される、実施態様1に記載の超音波手術器具。

(4)前記キャップが、前記チャンネルと少なくとも部分的に重なる関係にある溝を含む、実施態様1に記載の超音波手術器具。

(5)前記キャップが、前記チャンネルと重なる関係にある、少なくとも1つのベアリングポストを含む、実施態様1に記載の超音波手術器具。

(6)付勢要素を更に含む、実施態様1に記載の超音波手術器具。

(7)前記付勢要素が前記キャップ上に配置される、実施態様6に記載の超音波手術器具。

(8)前記付勢要素が前記アパーチャ内に配置される、実施態様6に記載の超音波手術器具。

(9)前記付勢要素がばねである、実施態様8に記載の超音波手術器具。

(10)ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸並びに第1のチャンネル及び第2のチャンネルを画定する、外管と、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、該作動レバーが、少なくとも1つのアパーチャを含み、かつ前記外管を、前記少なくとも1つのアパーチャが少なくとも前記第1のチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

前記アパーチャを封止するためのキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づける、超音波手術器具。

【0057】

(11)前記第1のチャンネルが、前記長手方向軸に沿って前記第2のチャンネルと対向する関係に配置される、実施態様10に記載の超音波手術器具。

(12)前記作動レバーが、前記第2のチャンネルと重なる関係にある第2のアパーチャを含む、実施態様11に記載の超音波手術器具。

(13)少なくとも前記第1のチャンネル内に少なくとも1つのボールベアリングが配置される、実施態様10に記載の超音波手術器具。

(14)前記キャップが、少なくとも前記チャンネルと少なくとも部分的に重なる関係にある溝を含む、実施態様1に記載の超音波手術器具。

10

20

30

40

50

(15) 前記キャップが、少なくとも前記第1のチャンネルと重なる関係にある少なくとも1つのベアリングポストを含む、実施態様10に記載の超音波手術器具。

(16) ハウジングと、

該ハウジングに結合する近位端を有する外管であって、該外管が、長手方向軸並びに該長手方向軸に沿って対向する関係にある第1のチャンネル及び第2のチャンネルを画定する、外管と、

前記第1のチャンネル及び前記第2のチャンネルそれぞれの内部に配置される、少なくとも1つのボールベアリングと、

前記外管内に配置される超音波導波管であって、近位端、遠位端、及び該導波管の該遠位端に配置される超音波作動ブレードを有する、超音波導波管と、

作動レバーの遠位端に位置するクランプパッドを操作するための作動レバーであって、第1のアーチャー及び第2のアーチャーを含み、該作動レバーが前記外管を、前記第1のアーチャーが前記第1のチャンネルと重なる関係になり、前記第2のアーチャーが前記第2のチャンネルと重なる関係になるように動作可能に係合する、作動レバーと、

前記第1のアーチャーを封止するための第1のキャップと、

前記第2のアーチャーを封止するための第2のキャップと、を含む超音波手術器具であって、

前記外管に対する前記作動レバーの運動が、クランプアームを、前記ブレードに対して開位置とクランプ位置との間で位置づける、超音波手術器具。

【図1】

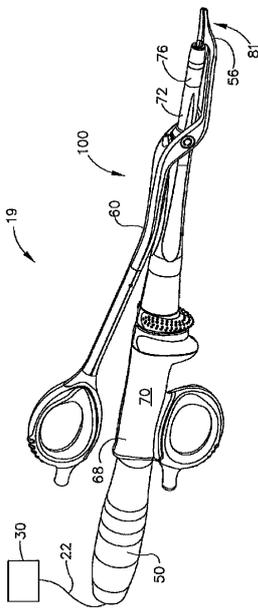


FIG. 1

【図2】

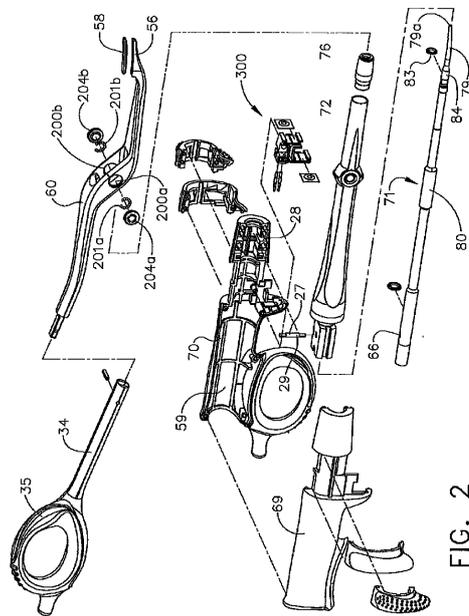


FIG. 2

【 3 a 】

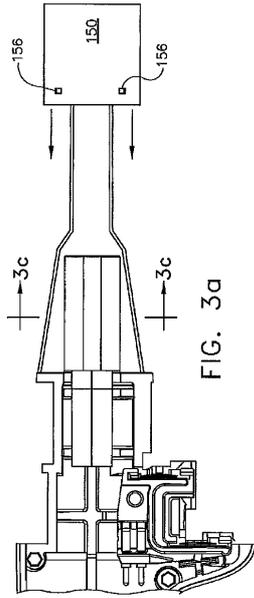


FIG. 3a

【 3 b 】

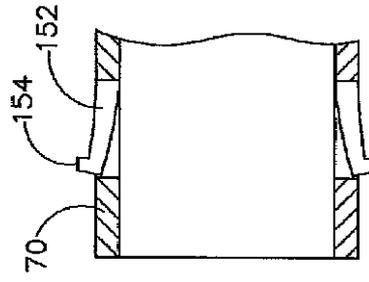


FIG. 3b

【 3 c 】

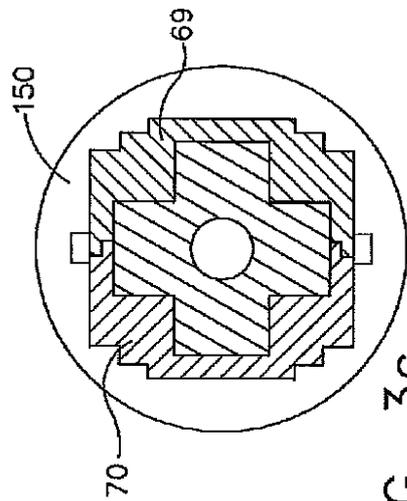


FIG. 3c

【 4 a 】

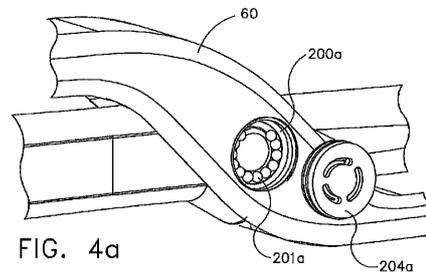


FIG. 4a

【 4 b 】

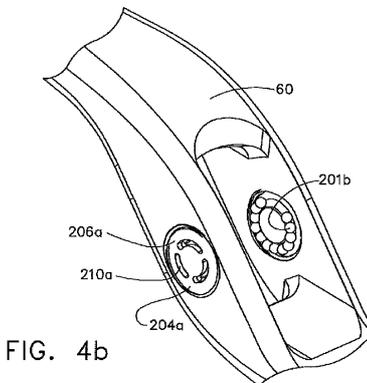


FIG. 4b

【 図 4 c 】

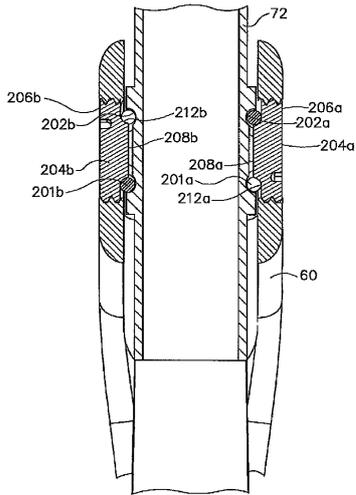


FIG. 4c

【 図 5 a 】

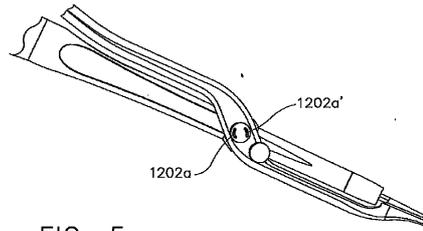


FIG. 5a

【 図 5 b 】

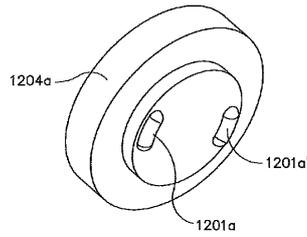


FIG. 5b

【 図 6 a 】

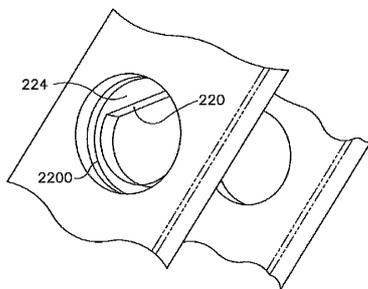


FIG. 6a

【 図 6 b 】

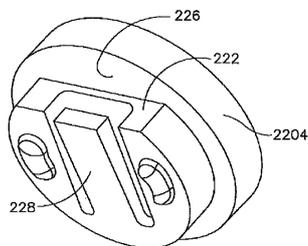


FIG. 6b

【 図 7 a 】

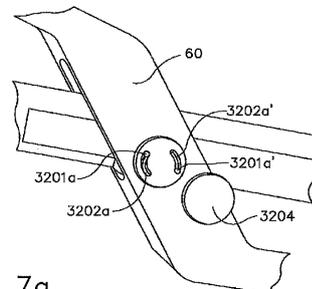


FIG. 7a

【 図 7 b 】

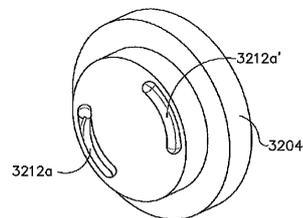


FIG. 7b

【図 8 a】

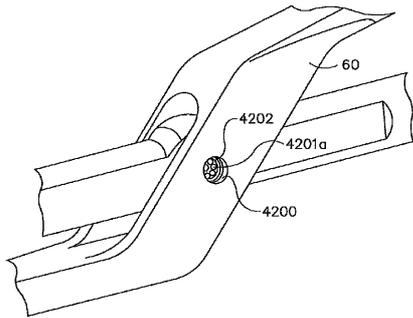


FIG. 8a

【図 8 b】

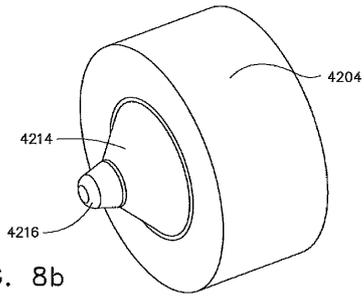


FIG. 8b

【図 9 a】

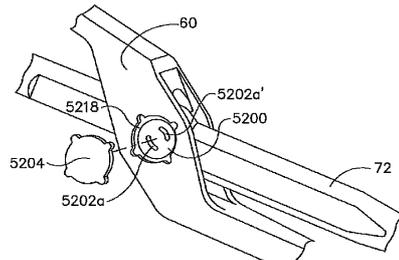


FIG. 9a

【図 9 b】

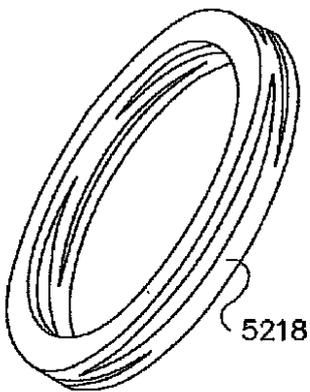


FIG. 9b

【図 9 c】

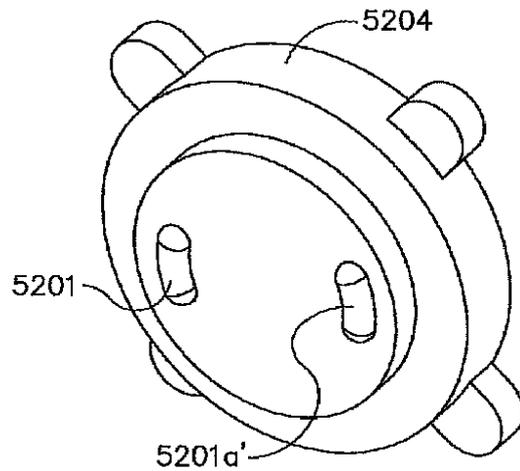


FIG. 9c

【図 10 a】

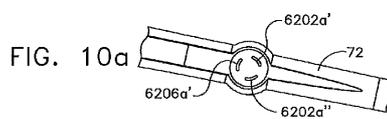


FIG. 10a

【図10b】

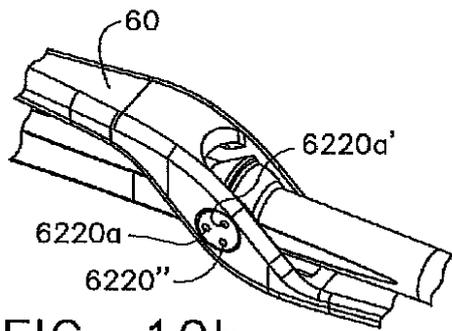


FIG. 10b

【図10c】

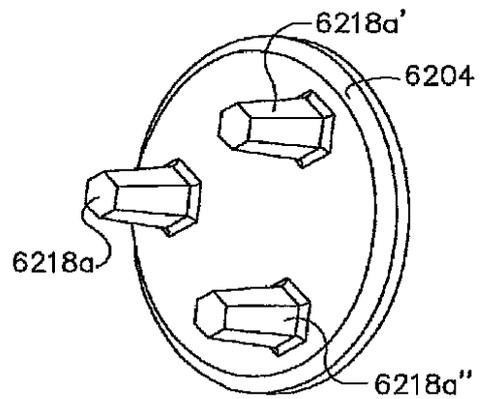


FIG. 10c

【図10d】

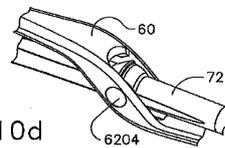


FIG. 10d

【図11a】

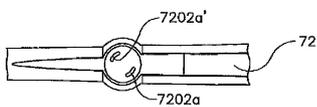


FIG. 11a

【図11b】

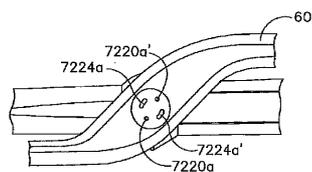


FIG. 11b

【図11c】

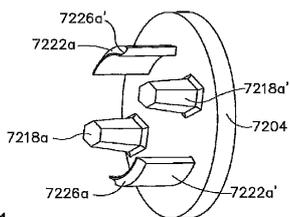


FIG. 11c

【図12a】

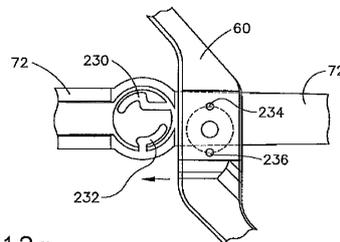


FIG. 12a

【図12b】

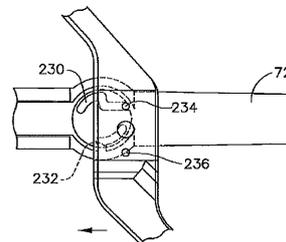


FIG. 12b

【 12 c 】

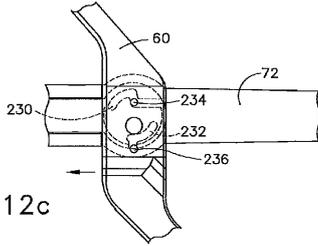


FIG. 12c

【 12 d 】

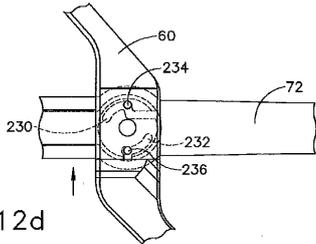


FIG. 12d

【 12 e 】

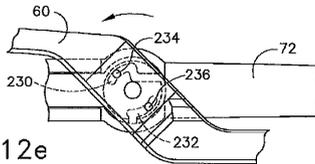


FIG. 12e

【 13 a 】

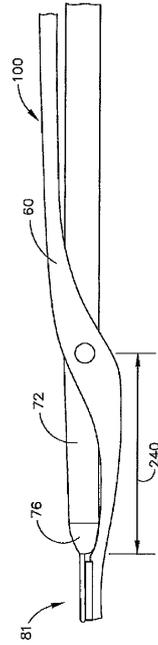


FIG. 13a

【 13 b 】

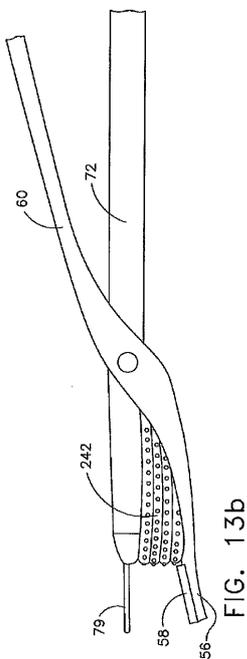


FIG. 13b

【 14 b 】

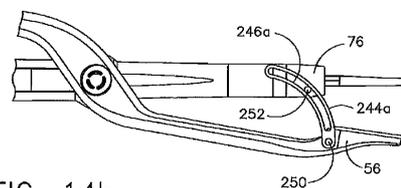


FIG. 14b

【 15 a 】

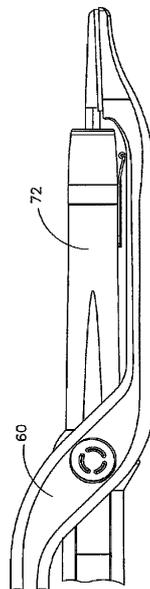


FIG. 15a

【 14 a 】

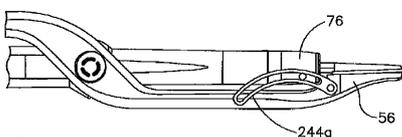


FIG. 14a

【 15 b 】

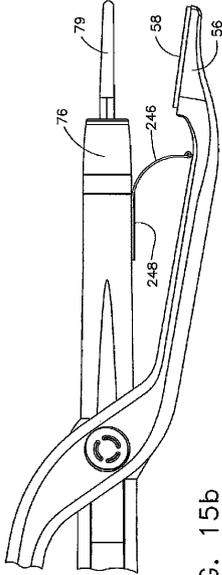


FIG. 15b

【 16 a 】

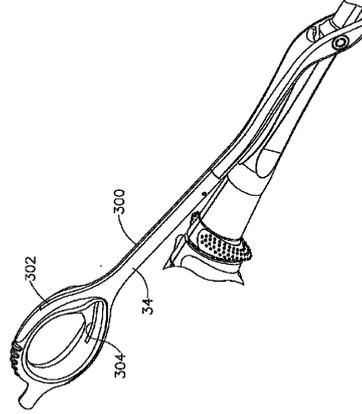


FIG. 16a

【 16 b 】

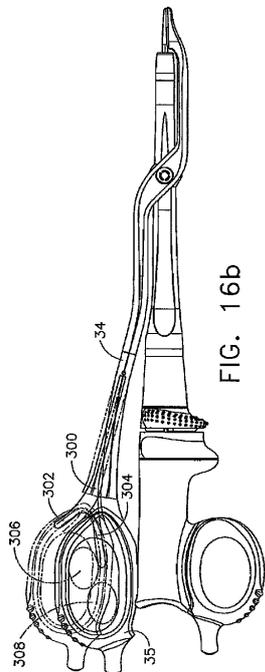


FIG. 16b

【 17 a 】

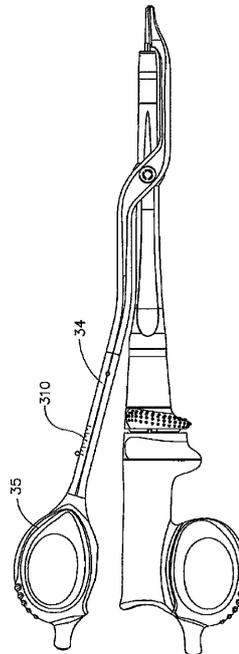


FIG. 17a

【 17 b 】

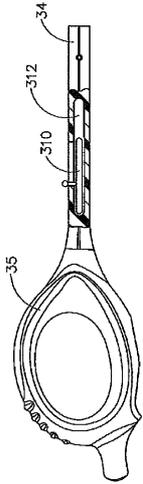


FIG. 17b

【 17 c 】

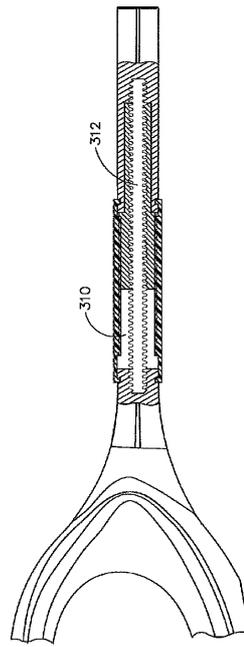


FIG. 17c

【 18 a 】

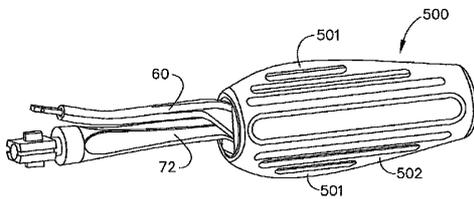


FIG. 18a

【 18 c 】

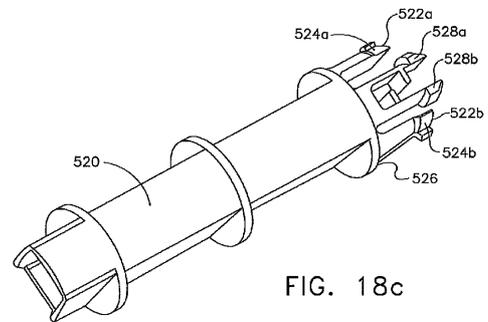


FIG. 18c

【 18 b 】

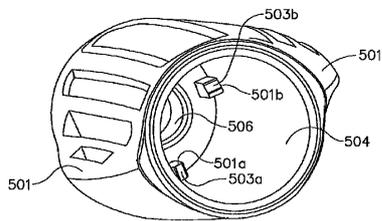


FIG. 18b

【 19 a 】

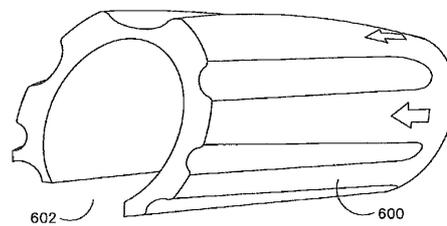


FIG. 19a

【 19 b】

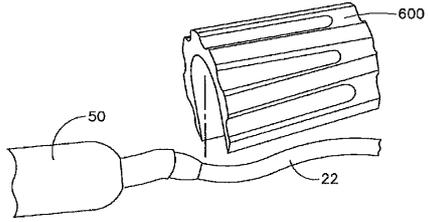


FIG. 19b

【 19 c】

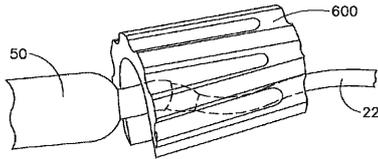


FIG. 19c

【 19 d】

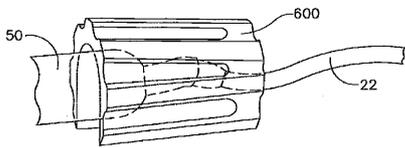


FIG. 19d

【 20 a】

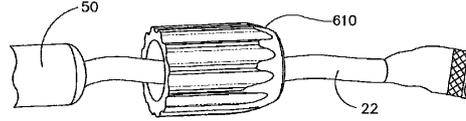


FIG. 20a

【 20 b】

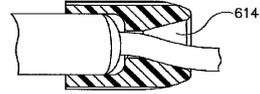


FIG. 20b

【 20 c】

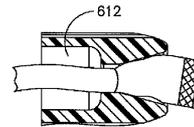


FIG. 20c

フロントページの続き

- (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 バートケ・ブライアン・ディー
アメリカ合衆国、41075 ケンタッキー州、フォート・トーマス、ロスフォード・アベニュー
416
- (72)発明者 モラン・ケネス
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ホワイルアウェイ・ドライブ 6234
- (72)発明者 ジングマン・アロン・オー
アメリカ合衆国、45206 オハイオ州、シンシナティ、サルタリス・アベニュー 2333、
ナンバー4
- (72)発明者 リード・マシュー・エル
アメリカ合衆国、45335 オハイオ州、ジェームズタウン、シャウニー・トレイル 4296
- (72)発明者 プミル・ジュニア・ラリー・エイ
アメリカ合衆国、45327 オハイオ州、ジャーマンタウン、ファーマービル・ジャーマンタウ
ン・パイク 7457
- (72)発明者 ウィーバー・ロバート・ディー
アメリカ合衆国、45324 オハイオ州、フェアボーン、ハディックス・ロード 8620
- (72)発明者 フレイザー・ジョン・エス
アメリカ合衆国、45409 オハイオ州、ケタリング、リージェント・ストリート 3042

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特表2009-514566(JP, A)
米国特許第00672050(US, A)
米国特許出願公開第2004/0193199(US, A1)
仏国特許出願公開第02605545(FR, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00
A61B 17/28

专利名称(译)	用于切割和凝固的超声波装置		
公开(公告)号	JP5642783B2	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	JP2012518579	申请日	2010-06-29
[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	ダナハーウィリアムディー バートケブライアンディー モランケネス ジングマンアーロンオー リードマシューエル プミルジュニアラリーエイ ウィーバーロバートディー フレイザージョンエス		
发明人	ダナハー・ウィリアム・ディー バートケ・ブライアン・ディー モラン・ケネス ジングマン・アーロン・オー リード・マシュー・エル プミル・ジュニア・ラリー・エイ ウィーバー・ロバート・ディー フレイザー・ジョン・エス		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/2804 A61B17/2816 A61B2017/00469 A61B2017/00477 A61B2017/2936 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/447		
FI分类号	A61B17/36.330		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	61/221600 2009-06-30 US 12/823231 2010-06-25 US		
其他公开文献	JP2012531970A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波钳夹凝固器组件，其构造成允许精细和精细外科手术中所需的选择性切割，凝固和精细切除。该组件包括夹紧机构，该夹紧机构包括使用滚珠轴承组件可枢转地安装在仪器的远侧部分处的夹臂，该滚珠轴承组件具体地构造成产生期望水平的组织夹紧力。

