

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/190173

発行日 平成29年6月8日 (2017.6.8)

(43) 国際公開日 平成28年12月1日 (2016.12.1)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 5 1 0 4 C 1 6 0

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

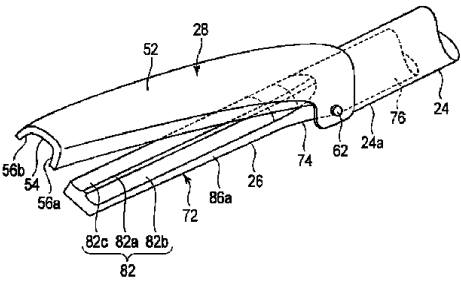
出願番号	特願2016-570065 (P2016-570065)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/064640		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年5月17日 (2016.5.17)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-107773 (P2015-107773)	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成27年5月27日 (2015.5.27)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科手術装置

(57) 【要約】

クランプ部とともに使用され、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材は、基端部から先端部に向かって延伸され、前記先端部には前記基端部から前記先端部にわたって延伸した長手軸に沿うとともに前記クランプ部が回転により移動する開閉方向に沿う面上に位置する稜部が形成され、前記超音波トランスデューサから振動が入力されることで前記基端部から前記先端部に向かって振動が伝達され、前記クランプ部が回転により移動する開閉方向に沿う厚さが、前記開閉方向に対して直交する幅方向の前記先端部の幅よりも小さい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

クランプ部とともに使用され、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材であって、

基端部から先端部に向かって延伸され、前記先端部には前記基端部から前記先端部にわたって延伸した長手軸に沿うとともに前記クランプ部が回転により移動する開閉方向に沿う面上に位置する稜部が形成され、前記超音波トランスデューサから振動が入力されることで前記基端部から前記先端部に向かって振動が伝達され、前記クランプ部が回転により移動する開閉方向に沿う厚さが、前記開閉方向に対して直交する幅方向の前記先端部の幅よりも小さい振動伝達部材。

10

【請求項 2】

前記先端部は、処置領域を有し、

前記処置領域のうち、先端側の幅が、基端側の幅に比べて大きい請求項 1 に記載の振動伝達部材。

【請求項 3】

前記先端部は、前記クランプ部に対向する面とは反対側の背面において、前記振動が伝達されることに伴ってキャビテーションを発生させるキャビテーション発生面を備える請求項 1 に記載の振動伝達部材。

【請求項 4】

前記先端部は、処置領域と、前記処置領域の基端側に形成された中間領域とを有し、前記処置領域の先端から前記中間領域の先端までの間に曲部を有する請求項 1 に記載の振動伝達部材。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の振動伝達部材と、

前記振動伝達部材に向かって近接及び離隔可能なクランプ部とを有する外科手術装置。

【請求項 6】

前記振動伝達部材の前記先端部は、前記クランプ部に対向する処置面を有し、

前記処置面の前記稜部は、前記振動を伝達させることにより生体組織を切開可能な切開領域であり、

30

前記処置面は、前記切開領域から前記幅方向に隣接し前記クランプ部との間の通電により前記生体組織を凝固させて封止可能な封止領域を有する請求項 5 に記載の外科手術装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、振動伝達部材及び外科手術装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

例えばUS 2011/288451 A1には、生体組織を把持した状態で高周波出力及び超音波出力を用いて生体組織を凝固させながら切開可能な外科手術装置が開示されている。

40

【0003】

このような外科手術装置の振動伝達部材の先端、及び、振動伝達部材に対向し回転により振動伝達部材に接離可能なクランプ部は、生体組織の切開性能を考慮して細く形成されている。このため、振動伝達部材及びクランプ部と生体組織との接触面積は小さい。したがって、例えば肝臓など生体組織を潰して破砕する処置を行う際には向かない場合があり得る。また、このように生体組織を潰して破砕する処置を行う際、血管が埋もれていることがある。この場合、血管を把持したときの振動伝達部材及びクランプ部との間の面圧を下げることが要望されている。

【発明の概要】

50

【 0 0 0 4 】

この発明は、肝臓など生体組織を潰して破碎する処置を適切に行えとともに、生体組織内に埋もれた血管等を適切に把持可能な振動伝達部材及び外科手術装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 5 】

この発明の一態様に係る、クランプ部とともに使用され、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材は、基端部から先端部に向かって延伸され、前記先端部には前記基端部から前記先端部にわたって延伸した長手軸に沿って稜部が形成され、前記超音波トランスデューサから振動が入力されることで前記基端部から前記先端部に向かって振動が伝達され、前記クランプ部が回転により移動する開閉方向に沿う厚さが、前記開閉方向に対して直交する幅方向の前記先端部の幅よりも小さい。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 6 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 から第 5 実施形態に係る外科システムを示す概略図である。

【 図 2 】 図 2 は、第 1 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な斜視図である。

【 図 3 A 】 図 3 A は、第 1 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な側面図である。

【 図 3 B 】 図 3 B は、第 1 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 3 A 中の 3 B - 3 B 線に沿う概略的な横断面図である。

20

【 図 3 C 】 図 3 C は、第 1 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 3 A 中の 3 C - 3 C 線に沿う概略的な横断面図である。

【 図 3 D 】 図 3 D は、第 1 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部を示す概略的な上面図である。

【 図 4 A 】 図 4 A は、第 2 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な側面図である。

【 図 4 B 】 図 4 B は、第 2 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 4 A 中の 4 B - 4 B 線に沿う概略的な横断面図である。

30

【 図 4 C 】 図 4 C は、第 2 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 4 A 中の 4 C - 4 C 線に沿う概略的な横断面図である。

【 図 4 D 】 図 4 D は、第 2 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部を示す概略的な上面図である。

【 図 5 】 図 5 は、第 3 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な斜視図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 4 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な側面図である。

40

【 図 7 A 】 図 7 A は、第 5 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す概略的な側面図である。

【 図 7 B 】 図 7 B は、第 5 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 7 A 中の 7 B - 7 B 線に沿う概略的な横断面図である。

【 図 7 C 】 図 7 C は、第 5 実施形態に係る外科システムの外科手術装置の振動伝達部材の先端部及びクランプ部の近傍を示す、図 7 A 中の 7 C - 7 C 線に沿う概略的な横断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 7 】

50

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

【0008】

第1実施形態について図1から図3Dを用いて説明する。

図1に示すように、この実施形態に係る外科システム10は、外科手術装置12と、超音波トランスデューサ14と、コントローラ16とを有する。コントローラ16は、超音波トランスデューサ14に適宜の超音波振動を発生させるエネルギーを供給するエネルギー源（図示せず）を有する。超音波トランスデューサ14は、後述する振動伝達部材26の基端に配設され、超音波振動を発生させることにより振動伝達部材26の長手軸（中心軸）Cに沿って、基端部から先端部に向かってその振動を伝達することができる。

コントローラ16の図示しないエネルギー源は、トランスデューサ14で超音波振動を発生させるとともに、外科手術装置12の第1電極として後述する振動伝達部材26と、第2電極として後述するクランプ部28が有する電極部56a, 56bとの間に把持した生体組織に高周波出力を付加することも可能であることが好適である。なお、コントローラ16は、CPU又はASIC等を含むプロセッサを備える。

【0009】

図1から図3Aに示すように、外科手術装置12は、ハンドルユニット22と、筒状のシース24と、振動伝達部材（ロッド状部材）26と、振動伝達部材26とともに使用され振動伝達部材26に向かって近接及び離隔可能なクランプ部28とを有する。振動伝達部材26は、クランプ部28とともに使用され、超音波トランスデューサ14からの振動を伝達可能である。

【0010】

図1に示すように、ハンドルユニット22は、固定ハンドル32aを有するハウジング32と、可動ハンドル34とを有する。シース24の内部には、可動ハンドル34の操作に連動して中心軸Cの軸方向に沿って動作する駆動部材42（図3A参照）が配設されている。駆動部材42はシース24と同心状の筒状に形成されていることが好ましい。可動ハンドル34は、ハウジング32の固定ハンドル32aに対して離隔した図1に示す離隔位置（開位置）と、ハウジング32の固定ハンドル32aに対して近接した近接位置（閉位置）との間を移動可能である。この実施形態では、可動ハンドル34が離隔位置のときに図1及び図2に示すクランプ部28が振動伝達部材26の先端部（処置部）26aに対して離隔位置にある。また、可動ハンドル34が近接位置のときに図3Aに示すクランプ部28が振動伝達部材26の先端部26aに対して近接位置にある。

なお、可動ハンドル34が離隔位置のときにクランプ部28が振動伝達部材26の先端部26aに対して近接位置にあり、可動ハンドル34が近接位置のときにクランプ部28が振動伝達部材26の先端部26aに対して離隔位置にある構造を有していても良いことはもちろんである。

【0011】

シース24の先端部24aには、クランプ部28が回動可能に支持されている。図2、図3B及び図3Cに示すように、クランプ部28は、クランプ部本体（回動体）52と、本体52に設けられた押圧パッド54と、本体52に設けられた1対の電極部56a, 56bとを有する。

【0012】

クランプ部28の本体52は、1体として形成されていても良いし、例えば2体などの複数体で形成されていても良い。本体52が複数体で形成されている場合、公知のいわゆるシーソージョーやワイパージョーなどと称されるものを用いることができる。

【0013】

クランプ部28の本体52は例えばシース24の先端部24aに対して主回動軸62により、回動可能に支持されている。本体52は、駆動部材42の先端部に対して移動回動軸（先端側回動軸）64により、回動可能に支持されている。主回動軸62及び移動回動軸（先端側回動軸）64は互いに平行であり、中心軸Cに対して直交していることが好適である。ハウジング32に対する可動ハンドル34の操作により、シース24に対して駆

10

20

30

40

50

動部材 4 2 が中心軸（長手軸）C に沿って前進すると、駆動部材 4 2 は、移動回動軸 6 4 により本体 5 2 を中心軸 C に対して略平行にシース 2 4 の前方に向かって押し出す。主回動軸 6 2、本体 5 2 及びシース 2 4 の先端部 2 4 a の位置関係は変化しないため、本体 5 2 が振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a に向かって閉じる。一方、可動ハンドル 3 4 の操作により、シース 2 4 に対して駆動部材 4 2 が中心軸 C に沿って後退すると、駆動部材 4 2 は、移動回動軸 6 4 により本体 5 2 を中心軸 C に平行にシース 2 4 の後方に向かって引き込む。このため、本体 5 2 が振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a に対して開く。すなわち、クランプ部 2 8 の本体 5 2 は、可動ハンドル 3 4 の操作により、振動伝達部材 2 6 に対して近接する近接位置（閉位置）と、離隔する離隔位置（開位置）との間を移動可能である。

10

【 0 0 1 4 】

押圧パッド 5 4 は、本体 5 2 のうち、振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の後述する処置面 8 2 に対向した状態で近接する位置に設けられている。押圧パッド 5 4 は、本体 5 2 のうち、電極部 5 6 a , 5 6 b の間に配置されている。押圧パッド 5 4 は、本体 5 2 が近接位置にあるときに振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の処置面 8 2 の後述する切開領域 8 2 a に当接し、離隔位置にあるときに本体 5 2 の移動に伴って振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の処置面 8 2 に対して離隔する。押圧パッド 5 4 は、電気絶縁性、耐熱性及び耐摩耗性を有する素材が用いられる。押圧パッド 5 4 として例えば P T F E 材を用いることができる。

20

【 0 0 1 5 】

この実施形態では、クランプ部 2 8 が近接位置にある場合、振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の処置面 8 2 の特に切開領域 8 2 a が押圧パッド 5 4 に当接し得るが、電極部 5 6 a , 5 6 b には当接しない。このため、振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の処置面 8 2 を一方の電極とし、クランプ部 2 8 の電極部 5 6 a , 5 6 b を他方の電極として、両電極間に生体組織を挟持したときに、その生体組織にバイポーラ処置を行うことができる。

なお、電極部 5 6 a , 5 6 b の代わりにヒータを用いても良く、又は、電極部 5 6 a , 5 6 b の代わりに押圧パッド 5 4 と同じ素材が表面に配設されていても良い。

【 0 0 1 6 】

振動伝達部材（ロッド状部材）2 6 はシース 2 4 に対して挿通されている。振動伝達部材 2 6 は、例えばチタン合金材やアルミニウム合金材などの良振動伝達性を有する素材で略ロッド状に形成されている。振動伝達部材 2 6 は、超音波トランスデューサ 1 4 が接続される基端部から先端部に向かって延伸されている。振動伝達部材 2 6 は、超音波トランスデューサ 1 4 から振動が入力されることで基端部から先端部に向かって振動が伝達される。振動伝達部材 2 6 が高周波電極の一方として用いられる場合、導電性を有する。振動伝達部材 2 6 は、シース 2 4 の中心軸 C 上に配設されていることが好ましい。

30

【 0 0 1 7 】

振動伝達部材 2 6 の基端から先端に向かって、振動伝達部材 2 6 の基端に取り付けられた超音波トランスデューサ 1 4 により適宜の周波数の振動が伝達される。このため、振動伝達部材 2 6 の基端部から先端部までの長さは、超音波トランスデューサ 1 4 により出力される振動の周波数により設定される。特に、振動伝達部材 2 6 の先端は、振動が伝達された状態で生体組織に対して適宜の処置を行うため、振動の腹位置に設定される。なお、振動伝達部材 2 6 に振動が伝達された状態での振動の節位置の外周面には、シース 2 4 の内周面との間に、電気絶縁性を有するとともに耐熱性を有するリング状部材 2 7 が配設されている。すなわち、振動伝達部材 2 6 の処置部 2 6 a は、先端が振動の腹位置に相当し、基端がシース 2 4 の内部で振動の節位置に相当し、処置部 2 6 a の長さは、超音波トランスデューサ 1 4 による振動（振動波）の 1 / 4 波長に相当する。なお、処置部 2 6 a は、クランプ部 2 8 が回動する中心軸 C を含む開閉面に対して対称又は略対称に形成されていることが好適である。また、処置部 2 6 a は、クランプ部 2 8 の開閉方向に沿う方向が、中心軸 C に対して対称又は略対称に形成されていることが好適である。

40

【 0 0 1 8 】

50

図 3 A に示すように、この実施形態に係る振動伝達部材 2 6 のうちの先端部すなわち処置部 2 6 a は、中心軸 C に対して平行又は略平行で生体組織に対して処置を行う処置領域（平行領域）7 2 と、処置領域 7 2 の基端側に形成された中間領域 7 4 と、中間領域 7 4 の基端側に形成された柱状領域 7 6 とを有する。柱状領域 7 6 は、中心軸 C に沿って適宜の位置で例えば略同一径を有し横断面が円形状のロッド状に形成されていることが好ましい。なお、この実施形態では、先端から 1 つ目の振動の節位置は、柱状領域 7 6 にある。中間領域 7 4 では、その基端の柱状領域 7 6 からその先端の処置領域 7 2 に向かって、横断面を滑らかに変化させている。この実施形態では、中間領域 7 4 では、図 3 A 及び図 3 D 中、クランプ部 2 8 が回動により移動する開閉方向に沿う厚さは、中心軸 C に沿って基端から先端に向かって徐々に薄くなっていることが好ましい。このとき、中間領域 7 4 は、中心軸 C に対して対称又は略対称の厚さに形成されていることが好ましい。一方、この実施形態では、中間領域 7 4 では、図 3 A 及び図 3 D 中、中心軸 C に沿った適宜の位置にかかわらず、クランプ部 2 8 の開閉方向に直交する幅方向の大きさは略同一であることが好ましい。

10

20

30

40

50

【0019】

処置領域 7 2 は、処置面 8 2 と、処置面 8 2 に対する背面 8 4 と、処置面 8 2 と背面 8 4 との間の側面 8 6 a , 8 6 b とを有する。処置部 2 6 a の処置領域 7 2 のうち、クランプ部 2 8 が回動により移動する開閉方向に沿う厚さ T は、開閉方向に直交する幅方向に沿う幅 W よりも小さい。このため、処置部 2 6 a は、略偏平状に形成されている。この実施形態では、幅方向の幅 W は、処置部 2 6 a の処置領域 7 2 の先端部から適宜の位置、例えば処置部 2 6 a の基端部の柱状領域 7 6 まで同一であることが好ましい。図 3 B 及び図 3 C に示すように、この実施形態では、長手軸 C に対して上側の部分の厚さ（高さ）T U と、下側の部分の厚さ（高さ）T L とが同一であることが好ましい。

【0020】

処置面 8 2 は、押圧パッド 5 4 に当接可能で超音波振動を伝達させることにより生体組織を切開可能な切開領域 8 2 a と、切開領域 8 2 a に幅方向に隣接して形成され生体組織を介してクランプ部 2 8 の電極部 5 6 a , 5 6 b との間に通電することによる高周波出力によりその生体組織を凝固させて封止可能な封止領域 8 2 b , 8 2 c とを有する。図 3 B 及び図 3 C に示すように、切開領域 8 2 a 及び封止領域 8 2 b , 8 2 c は、長手軸 C に沿って形成されている。切開領域 8 2 a は、クランプ部 2 8 の開閉方向に沿って頂部にあり、例えば適宜の幅を有することで稜部（稜線）を形成している。この切開領域（稜部）8 2 a は長手軸 C に沿って延伸しており、クランプ部 2 8 が回動により移動する開閉面上に位置する。封止領域 8 2 b , 8 2 c は、切開領域 8 2 a に連続的に形成され、それぞれ長手軸 C に沿って長い傾斜面として形成されている。封止領域 8 2 b , 8 2 c は平面であっても良く、曲面であっても良い。図 3 B 及び図 3 C に示すように、処置領域 7 2 の厚さ T は、中心軸 C を含む位置（切開領域 8 2 a を含む位置）から幅方向に沿ってずれるにつれて薄くなっている。

【0021】

図 1 に示すように、ハウジング 3 2 には、第 1 及び第 2 スイッチ 9 2 , 9 4 が配設されている。第 1 スイッチ 9 2 を押圧すると、第 1 電極としての振動伝達部材 2 6 と第 2 電極としてのクランプ部 2 8 の電極部 5 6 a , 5 6 b との間でバイポーラ型の高周波出力を行う。このため、第 1 スイッチ 9 2 の押圧により、振動伝達部材 2 6 とクランプ部 2 8 の電極部 5 6 a , 5 6 b との間の生体組織の凝固または血管のシールが行われる。第 2 スイッチ 9 4 を押圧すると、超音波出力及びバイポーラ型の高周波出力を行う。このため、生体組織を凝固させながら切開し、又は、血管をシールしながら切開を行う。

【0022】

次に、この実施形態に係る外科システム 1 0 の作用について説明する。ここでは、例えば肝臓の組織を処置対象として説明する。

【0023】

ハウジング 3 2 の固定ハンドル 3 2 a に対して可動ハンドル 3 4 を近接させることによ

り、クランプ部 28 を振動伝達部材 26 の処置面 82 に近接させる。そして、クランプ部 28 の押圧パッド 54 及び電極部 56a, 56b と振動伝達部材 26 の処置面 82 との間に肝臓の組織を把持する。このとき、振動伝達部材 26 の処置面 82 の幅 W が厚さ T に比べて大きく形成され、同様に、クランプ部 28 の幅も振動伝達部材 26 の処置面 82 の幅 W に合わせて大きく形成されている。したがって、処置面の面積が大きく形成されている。このため、振動伝達部材 26 の処置面 82 及びクランプ部 28 は、処置面 82 の幅が大きいため肝臓の組織に接触した際に接触面積が大きくなり、肝臓の組織に引っ掛かり易くなっている。クランプ部 28 の押圧パッド 54 及び電極部 56a, 56b と、振動伝達部材 26 の処置面 82 との間は、肝臓の組織を挟めるように形成されている。また、クランプ部 28 の押圧パッド 54 及び電極部 56a, 56b と、振動伝達部材 26 の処置面 82 との間に生体組織を把持して圧縮力（把持力）を加えると処置面 82 と生体組織の接触面積が大きいことから圧縮力が接触面において分散する。このため、処置面 82 では、圧縮力を一部に集中させて生体組織を切断する作用よりも生体組織を広く押し潰す作用の方が大きくなる。処置面 82 は肝臓の組織、特に肝実質を潰すのに適したものとなっている。

10

なお、このとき、第 1 及び第 2 スイッチ 92, 94 のいずれの操作も不要である。すなわち、この実施形態に係る外科手術装置 12 で肝臓の組織を潰して破砕する処置を行う場合、高周波出力及び超音波出力のいずれも不要である。

【0024】

仮に、クランプ部 28 との間に血管を把持したとき、振動伝達部材 26 の処置面 82 は生体組織との接触面積を大きくしている。このため、クランプ部 28 と振動伝達部材 26 の処置面 82 との間に血管を把持したときの面圧を分散させている。したがって、クランプ部 28 と振動伝達部材 26 の処置面 82 との間に肝臓の組織内の血管を把持したとき、圧縮力（把持力）という機械的な力によってその血管を傷つけてしまい出血させることを防ぐことができる。

20

【0025】

ハウジング 32 の固定ハンドル 32a に対して可動ハンドル 34 を離隔させることにより、クランプ部 28 を振動伝達部材 26 の処置面 82 に離隔させる。そして、再度、ハウジング 32 の固定ハンドル 32a に対して可動ハンドル 34 を近接させることにより、クランプ部 28 を振動伝達部材 26 の処置面 82 に近接させて、隣接する肝臓の組織を上述したのと同様に潰す。

30

【0026】

上述したように、肝臓の組織を潰すと、肝臓内の血管が現れることがある。この場合、血管をクランプ部 28 の押圧パッド 54 と振動伝達部材 26 の処置面 82 との間に把持する。この状態で、第 1 スイッチ 92 を押圧すると、高周波出力の作用により血管を凝固させる。また、第 2 スイッチ 94 を押圧すると、主に高周波出力の作用により血管を凝固させながら、主に超音波振動の作用により血管を切開する。具体的には、高周波出力の作用により処置面 82 のうちの封止領域 82b, 82c で血管を凝固させながら、超音波出力の作用により処置面 82 のうちの切開領域 82a で血管を切開する。

【0027】

40

以上説明したように、この実施形態によれば、以下のことが言える。

振動伝達部材 26 のうち、クランプ部 28 に対向する処置面 82 の幅 W を、厚さ T に比べて大きくし、略偏平状に形成した。このため、振動伝達部材 26 の処置面 82 のうち例えば肝臓の組織などを当接する面積を大きくすることができ、より大きな面積の組織をクランプ部 28 との間に挟んで潰すことができる。また、肝臓の組織などを引っ掛ける際に、意図せず血管を把持した場合であっても、血管と処置面 82 との接触面積を大きくして、血管に対する処置面 82 の面圧を分散させることができる。このため、振動伝達部材 26 の処置面 82 とクランプ部 28 との間に血管を把持したときに、圧縮力（把持力）という機械的な力によってその血管を傷つけてしまい出血させることを防ぐことができる。

血管を把持したとき、高周波出力により、血管を凝固させることができる。また、高周

50

波出力及び超音波出力により、血管を凝固させながら切開することができる。

したがって、この実施形態によれば、肝臓など生体組織を潰して破砕する処置を適切に行えとともに、生体組織内に埋もれた血管等を適切に把持可能な振動伝達部材 26 及び外科手術装置 12 を提供することができる。

【0028】

次に、第2実施形態について図4Aから図4Dを用いて説明する。この実施形態は第1実施形態の変形例であって、第1実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には極力同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0029】

図4Aから図4Dに示すように、この実施形態に係る振動伝達部材26の先端部の処置部26aは、長手軸Cに沿った位置により、幅方向の幅及び横断面形状が異なっている。

【0030】

処置部26aの処置領域72は、中心軸Cに対して幅方向が対称又は略対称に形成されていることが好適である。処置部26aの処置領域72は、先端領域72aと、先端領域72aの基端側に設けられた幅変化領域72bと、幅変化領域72bの基端側に設けられた基端領域72cとを有する。すなわち、処置部26aの処置領域72は、先端部から基端側に向かって超音波トランスデューサ14からの振動波の1/4波長の領域(処置部26aの略全長にわたる領域)において、先端領域72a及び前記基端領域72cに加えて、先端領域72aと基端領域72cとの間に幅変化領域72bを有する。図4Bに示す先端領域72aは、幅方向の幅W1及び横断面形状がその先端近傍から基端に至るまで略一定である。もちろん、先端領域72aの先端は、鈍形状に形成されている。図4Dに示すように、幅変化領域72bは、先端領域72aの基端から基端領域72cの先端に至るまで、徐々に例えば連続的に幅方向の幅が小さくなっている。すなわち、幅変化領域72bは、先端領域72aに近接するほど幅方向の幅及び横断面が大きく、基端領域72cに近接するほど幅方向の幅及び横断面が小さくなる。さらに、基端領域72cは、幅方向の幅W2及び横断面形状がその先端近傍から基端に至るまで略一定である。したがって、先端領域72aの長手軸Cに直交する幅方向の幅W1は、基端領域72cにおける幅方向の幅W2よりも大きい。すなわち、処置部26aは、先端領域72aの長手軸Cに直交する断面のうち幅方向の幅W1が、基端領域72cの断面のうち幅方向の幅W2よりも大きい。

【0031】

また、図4Bに示す先端領域72aにおける断面積D1は、図4Cに示す基端領域72cにおける断面積D2よりも大きい。また、図示しないが、幅変化領域72bの断面積は、先端領域72aにおける断面積D1と、基端領域72cにおける断面積D2との間の断面積を有する。より具体的には、幅変化領域72bの断面積は、先端領域72aの基端から基端領域72cの先端に至るまで、徐々に小さくなっている。そして、幅変化領域72bの断面積は、その先端で先端領域72aの基端の断面積D1に一致し、その基端で基端領域72cの先端の断面積D2に一致していることが好ましい。したがって、先端領域72aの長手軸Cに直交する横断面D1は、基端領域72cの長手軸Cに直交する横断面D2よりも大きい。

【0032】

処置部26aの処置領域72は、基端領域72cよりも幅変化領域72b及び先端領域72aが幅広に形成されている。すなわち、基端領域72cは、幅変化領域72b及び先端領域72aよりも幅狭に形成されている。このため、例えば内視鏡(図示せず)で振動伝達部材26及びクランプ部28の基端側から幅変化領域72b又は先端領域72aを確認する場合、肉が存在しない部分を通して幅変化領域72b又は先端領域72aを確認できる。このため、この実施形態に係る振動伝達部材26の処置部26aは、内視鏡により、処置状態を確認し易く形成されている。

【0033】

図4Dに示すように、幅変化領域72bにおける幅方向の外縁(側面86a, 86b)に沿う線を仮想的に長手軸Cに向けて引っ張ったとき、長手軸Cと破線で示す仮想線との

10

20

30

40

50

間のなす角度 θ は、例えば 30° 以下に設定されていることが好ましい。例えば角度 θ が 5° 程度であると、振動伝達部材26に超音波トランスデューサ14から振動を伝達させた状態で、先端領域72aと基端領域72cとの間の幅変化領域72bにおいて、ミストの発生を抑制でき、すなわち、キャピテーションの発生を抑制できることが経験的にわかっている。この角度 θ は 10° や 20° 等に適宜変更可能である。また、上記実施形態では幅変化領域72bの側面86a, 86bは直線状に延伸した傾斜面となっているが、複数の傾斜面を組み合わせることで連続的に幅が変化するように形成しても良い。例えば、長手軸Cと仮想線との間のなす角度 θ が、基端領域72cから先端領域72aに向かって 5° の領域、 10° の領域といったように多段に幅が変化していくように形成しても良い。また、上記実施形態では幅変化領域72bの側面86a, 86bは直線状に延伸した傾斜面とな

10

【0034】

特に、処置の際には、振動伝達部材26の処置部26a及びクランプ部28の先端を細かく移動させる。幅変化領域72b及び基端領域72cは、先端領域72aよりも幅狭に形成されている。このため、例えば高周波出力などにより振動伝達部材26の処置部26aが生体組織のタンパク質を変性させる温度（例えば略 60°C ）よりも高温になっている場合であっても、先端領域72aと同じ幅を有する状態よりも、幅変化領域72b及び基端領域72cが生体組織に触れ難い。したがって、この実施形態に係る振動伝達部材26を用いることにより、振動伝達部材26の処置部26a及びクランプ部28を適宜に動かしたときに、熱侵襲の発生を抑制することができる。

20

したがって、この実施形態によれば、小さい孔内への挿入性及び先端部の視認性を確保しつつ、熱侵襲を抑制可能な振動伝達部材26及び外科手術装置12を提供することができる。

【0035】

次に、第3実施形態について図5を用いて説明する。この実施形態は第1及び第2実施形態の変形例であって、第1及び第2実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には極力同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。この実施形態において、振動伝達部材26の処置部26aは、第1実施形態で説明したように一定の幅を有するもの、第2実施形態で説明したように先端領域72a、幅変化領域72b及び基端領域72cを有し位置により幅が変化するもののいずれを用いても良いことはもちろんである。

30

【0036】

図5に示すように、振動伝達部材26の先端部26aの処置領域72は、曲部78で真っ直ぐの状態から一方向に曲げられている。同様に、クランプ部28も、振動伝達部材26の処置部26aと同様に、曲部58で真っ直ぐの状態から一方向に曲げられている。ここでは、一例として、振動伝達部材26の先端から曲部78までが曲げられ、曲部78から基端側は真っ直ぐであるものとする。同様に、クランプ部28の先端から曲部58までが曲げられ、曲部58から基端側は真っ直ぐであるものとする。

40

【0037】

なお、振動伝達部材26の処置部26aの処置領域72の先端から中間領域74の先端までが曲げられて曲部78が形成されていることが好適であることはもちろんである。すなわち、振動伝達部材26の処置部26aは、処置領域72の先端から中間領域74の先端までの間に曲部78を有していれば良い。このため、処置部26aの処置領域72は、先端部から基端側に向かって超音波トランスデューサ14からの振動波の $1/4$ 波長の領域（処置部26aの略全長にわたる領域）において、処置領域72の先端から処置領域72の基端までの間に曲部78を有する。振動伝達部材26の処置部26aの形状は、後述するように処置のし易さが担保されるのであれば、適宜に形成されていれば良い。

【0038】

エネルギーを用いずに曲線状に肝臓の組織を潰す処置を実施していく場合、第1及び第2

50

実施形態で説明したように振動伝達部材 26 の先端部 26 a が真っ直ぐであると、1 回の処置領域が直線状となる。従って、曲線状に肝臓の組織を潰す処置を実施しようとする、先端部 26 a の方向を変更しつつ小さな直線状の処置を繰り返し形成していく必要が出てくる。これに対し、この実施形態に係る振動伝達部材 26 の処置部 26 a のように、処置部 26 a が一方向に曲げられていることにより、1 回の処置領域が略円弧状となる。従って、曲線状に処置領域を形成していく際に小さな直線状の処置を繰り返す作業を省略できる。このため、例えば肝臓の組織を環状に切除しようとする際に、曲部 78 の存在により、小さな直線状の処置よりも、長さを長くして大きな範囲で 1 回の処置を進めることができる。したがって、処置部 26 a に曲部 78 を有する場合、処置部 26 a に対するクランプ部 28 の開閉回数を少なくできる。すなわち、振動伝達部材 26 及びクランプ部 28 の移動回数及びクランプ部 28 の回動回数を少なくすることができる。また、曲部 78 により、曲線状に処置領域を形成していく際に、例えば肝臓の組織などの切除対象を過剰に切除することを防止することができ、より滑らかな処置領域を形成することができる。

10

【0039】

また、振動伝達部材 26 の先端部 26 a が曲げられていることにより、腹腔鏡手術における図示しない内視鏡によるクランプ部 28 及び振動伝達部材 26 の先端部 26 a の視認性を良好にすることができる。

【0040】

次に、第 4 実施形態について図 6 を用いて説明する。この実施形態は第 1 から第 3 実施形態の変形例であって、第 1 から第 3 実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には極力同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。この実施形態において、振動伝達部材 26 の処置部 26 a は、第 1 及び第 2 実施形態で説明したように真っ直ぐに形成されていても良く、第 3 実施形態で説明したように曲げられていても良い。

20

【0041】

図 6 に示すように、振動伝達部材 26 の先端部 26 a の処置領域 72 のうち、処置面 82 に対して背面 84 の先端には、超音波トランスデューサ 14 からの振動が振動伝達部材 26 の先端に伝達されたときに、キャビテーションを積極的に意図した方向へ発生させるキャビテーション発生面 84 a が形成されている。キャビテーション発生面 84 a は、曲面として形成されている。キャビテーション発生面 84 a は、超音波トランスデューサ 14 からの振動が振動伝達部材 26 の先端に伝達されたときに、その法線方向にキャビテーションを発生させる。

30

【0042】

このように、曲面状のキャビテーション発生面 84 a を振動伝達部材 26 の先端部 26 a の処置領域 72 のうち背面 84 の先端に形成している。このため、例えばキャビテーション発生面 84 a を肝臓の組織に接触させて、超音波トランスデューサ 14 からの振動が振動伝達部材 26 の先端に伝達されたときに、キャビテーションにより肝臓の組織を乳化させて破碎することができる。

【0043】

次に、第 5 実施形態について図 7 A から図 7 C を用いて説明する。この実施形態は第 1 から第 4 実施形態の変形例であって、第 1 から第 4 実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には極力同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

40

【0044】

図 7 A から図 7 C に示すようにクランプ部 28 を振動伝達部材 26 に対して閉じたとき、振動伝達部材 26 の先端部 26 a には、押圧パッド 54 の基端近傍において、最も高い応力が負荷される。図 7 A に示すように、この実施形態に係る振動伝達部材 26 の処置部 26 a の中間領域 74 は、処置面 82 側の短領域 74 a と、背面 84 側の長領域 74 b とを有する。背面 84 側の長領域 74 b は、処置面 82 側の短領域 74 a よりも長い。短領域 74 a 及び長領域 74 b の中心軸 C に沿った基端位置は同一又は略同一の位置、すなわち、柱状領域 76 の先端の位置にある。短領域 74 a は処置面 82 に連続的に形成されている。長領域 74 b は背面 84 の基端側に、背面 84 に連続的に形成されている。このた

50

め、本実施形態に係る振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の中間領域 7 4 は、図 7 A 中の長手軸 C に対して上側と下側とを非対称にし、第 1 から第 4 実施形態で説明した振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の中間領域 7 4 に比べて、肉厚部分を長く形成している。すなわち、この実施形態に係る処置領域 7 2 は、中心軸 C に対して平行な部分だけでなく、肉厚部 8 8 の一部を含む。

【 0 0 4 5 】

ここで、図 7 A 及び図 7 B に示すように、中間領域 7 4 において、中心軸 C から処置面 8 2 の頂部（切開領域）8 2 a までの距離 T U は、中心軸 C から背面 8 4 の頂部 8 5 までの距離 T L 1 よりも小さい。このため、中間領域 7 4 の長領域 7 4 b には、短領域 7 4 a よりも肉厚の肉厚部 8 8 を形成している。すなわち、中間領域 7 4 の長領域 7 4 b は肉厚部 8 8 を含む。なお、図 7 A 及び図 7 C に示すように、処置領域 7 2 において、中心軸 C から処置面 8 2 の頂部（切開領域）8 2 a までの距離 T U は、中心軸 C から背面 8 4 の頂部 8 5 までの距離 T L と略同一である。なお、処置面 8 2 の頂部（切開領域）8 2 a は押圧パッド 5 4 が当接される当接面である。

10

【 0 0 4 6 】

したがって、本実施形態では、中心軸 C に対して平行又は略平行で生体組織に対して処置を行う処置領域（平行領域）7 2 は、背面 8 4 において、第 1 から第 4 実施形態で説明したものよりも短い。一方、中心軸 C に対して平行又は略平行で生体組織に対して処置を行う処置領域（平行領域）7 2 が、処置面 8 2 において、第 1 から第 4 実施形態で説明したものと同様に形成されていることが好適である。すなわち、背面 8 4 の肉厚部 8 8 は、長手軸 C に対して平行でない部分を有する。もちろん、背面 8 4 のうち肉厚部 8 8 よりも先端側の部位は、長手軸 C に対して平行であることが好適である。

20

【 0 0 4 7 】

このように、肉厚部 8 8 は、切開領域 8 2 a のうち押圧パッド 5 4 の長手軸 C に沿った基端が当接する当接部位の周辺において基端部から先端部に向かって延伸された長手軸 C を挟んで処置面 8 2 と反対側の背面 8 4 に形成されている。そして、肉厚部 8 8 は、長手軸 C に沿って先端側から基端側に向かうにつれて長手軸 C を挟んで処置面 8 2 に連続した部位よりも肉厚になる。また、クランプ部 2 8 の押圧パッド 5 4 の基端が切開領域 8 2 a に当接された状態のときに、肉厚部 8 8 のうち、長手軸 C に沿った先端と基端との間にクランプ部 2 8 の押圧パッド 5 4 の基端がある。すなわち、肉厚部 8 8 は、切開領域 8 2 a のうち長手軸 C に沿った押圧パッド 5 4 の基端位置よりも先端側から、基端位置よりも基端側に向かうにつれて長手軸 C に対して徐々に肉厚になるように形成されている。

30

【 0 0 4 8 】

このため、第 1 から第 4 実施形態で説明した振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a に比べて、特に、押圧パッド 5 4 の基端において、肉厚部 8 8 により、応力に対する耐性を高めることができる。このため、振動伝達部材 2 6 の先端部 2 6 a の処置領域 7 2 の変形量を抑制できる。したがって、この実施形態によれば、振動伝達部材 2 6 の小型化（小径化）を進めた場合であっても、処置性に影響を与えることなく、把持に対する応力耐性を確保することが可能な振動伝達部材 2 6 及び外科手術装置 1 2 を提供することができると共に、長手軸 C との各垂直断面における重心の変化および、その不連続な変化による振動不安定化要素を最小限に抑制することができる。

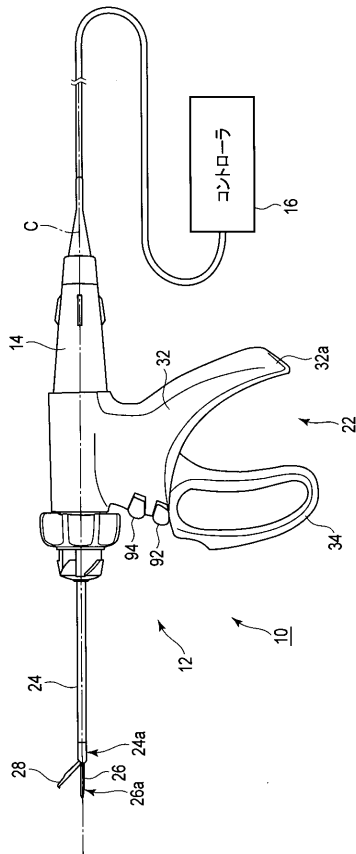
40

なお、図示しないが、第 4 実施形態で説明した曲部 7 8 は、適宜の位置に作成されていることが好適である。すなわち、例えば、肉厚部 8 8 を含む部位に曲部 7 8 を形成しても良く、処置領域 7 2 に曲部 7 8 を形成しても良く、両者に曲部 7 8 を形成しても良い。

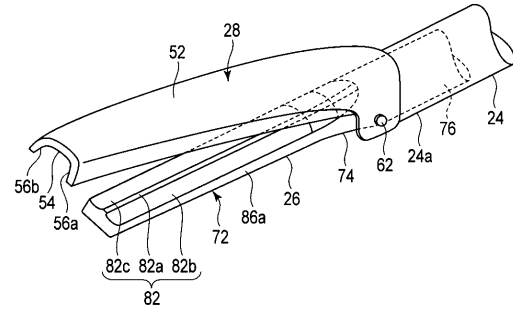
【 0 0 4 9 】

これまで、いくつかの実施形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

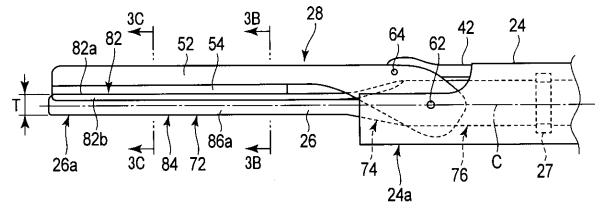
【図 1】



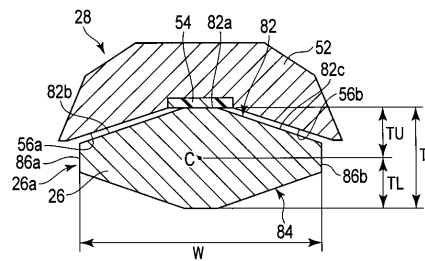
【図 2】



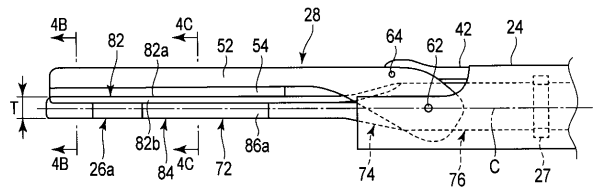
【図 3 A】



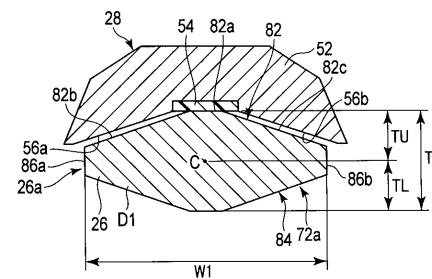
【図 3 B】



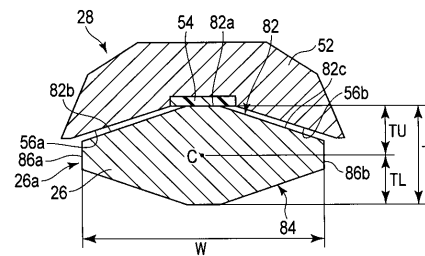
【図 4 A】



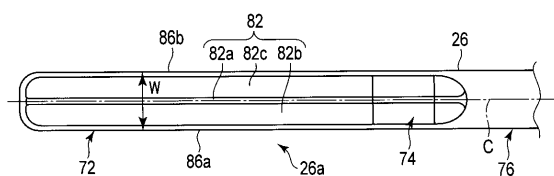
【図 4 B】



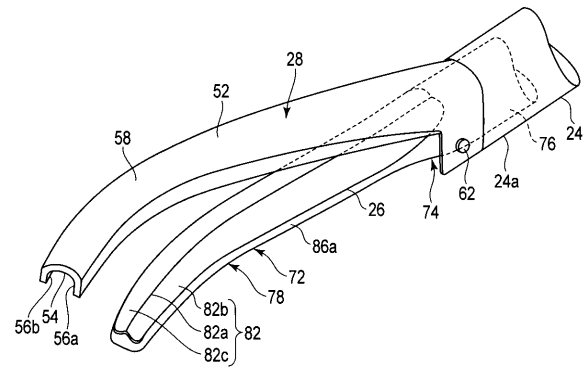
【図 3 C】



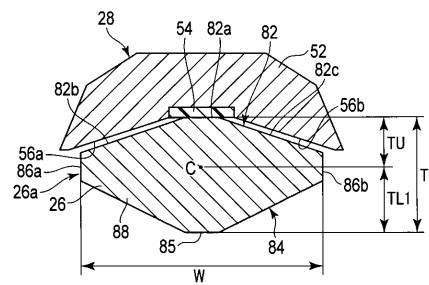
【図 3 D】



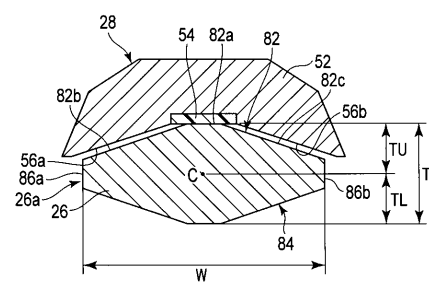
【 図 5 】

[illegible]

【 ㊦ 7 B 】



【 図 7 C 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年11月28日(2016.11.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

クランプ部材と、
中心軸に沿って延伸し、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材であって、

前記振動伝達部材の先端部に設けられ、前記クランプ部材に対向する面と、

前記面に設けられ、前記クランプ部材が回転により移動する開閉方向に沿う厚さ方向について前記クランプ部材に対向する側の頂部にあり、前記中心軸に沿って延伸する稜と

、

を備え、

前記厚さ方向に沿う、前記稜を通る前記先端部の最大厚さは、前記厚さ方向に対して垂直な幅方向における、前記先端部の最大幅よりも小さく、

前記先端部は、前記稜が前記中心軸に平行で、前記先端部の先端側の幅が前記先端部の基端側の幅に比べて大きい、振動伝達部材と

を備える手術装置。

【請求項 2】

前記先端部は、先端領域と、基端領域と、前記先端領域と前記基端領域との間に設けられた幅変化領域とを有し、

前記幅変化領域は、前記先端領域から前記基端領域に延伸する傾斜面を有し、

前記傾斜面に沿う線と前記中心軸とのなす角度は30°以下である、請求項1に記載の手術装置。

【請求項 3】

前記先端部は、前記クランプ部材に対向する面とは反対側の背面において、前記振動が伝達されることに伴ってキャビテーションを発生させるキャビテーション発生面を備える、請求項1に記載の手術装置。

【請求項 4】

前記先端部は、処置領域と、前記処置領域の基端側に形成された中間領域とを有し、前記処置領域の先端から前記中間領域の先端までの間に曲部を有する、請求項1に記載の手術装置。

【請求項 5】

前記先端部は、前記クランプ部材に対向する前記面とは反対側を向く反対面を備え、

前記反対面に設けられ、前記中心軸に沿って延伸する部位を更に備え、

前記面に設けられた前記稜と、前記反対面に設けられ前記厚さ方向に沿う前記部位とを通る、前記最大厚さは、前記幅方向における、前記最大幅よりも小さい、請求項1に記載の手術装置。

【請求項 6】

前記振動伝達部材の前記先端部の前記面は、前記クランプ部材に対向する処置面であり

、

前記稜は、前記振動を伝達させることにより生体組織を切開可能な切開領域であり、

前記処置面は、前記切開領域から前記幅方向に隣接し前記クランプ部材との間の通電により前記生体組織を凝固させて封止可能な封止領域を有する、請求項5に記載の手術装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

この発明の一態様に係る手術装置は、クランプ部材と、中心軸に沿って延伸し、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材とを備える。振動伝達部材は、前記振動伝達部材の先端部に設けられ、前記クランプ部材に対向する面と、前記面に設けられ、前記クランプ部材が回動により移動する開閉方向に沿う厚さ方向について前記クランプ部材に対向する側の頂部にあり、前記中心軸に沿って延伸する稜とを備える。前記厚さ方向に沿う、前記稜を通る前記先端部の最大厚さは、前記厚さ方向に対して垂直な幅方向における、前記先端部の最大幅よりも小さく、前記先端部は、前記稜が前記中心軸に平行で、前記先端部の先端側の幅が前記先端部の基端側の幅に比べて大きい。

【手続補正書】

【提出日】平成29年3月31日(2017.3.31)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

クランプ部材と、

中心軸に沿って延伸し、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材であって、

前記振動伝達部材の先端部に設けられ、前記クランプ部材に対向する面と、

前記面に設けられ、前記クランプ部材が回動により移動する開閉方向に沿う厚さ方向について前記クランプ部材に対向する側の頂部にあり、前記中心軸に沿って延伸する稜と、

を備え、

前記厚さ方向に沿う、前記稜を通る前記先端部の最大厚さは、前記厚さ方向に対して垂直な幅方向における、前記先端部の最大幅よりも小さく、

前記先端部は、前記稜が前記中心軸に平行で、前記先端部の先端側の幅が前記先端部の基端側の幅に比べて大きい、振動伝達部材と

を備え、

前記面における前記先端部の前記基端側よりも前記幅が広い前記先端部の前記先端側の面、及び、前記クランプ部材は、前記先端側の前記面と前記クランプ部材との間に挟まれた肝臓の組織に圧縮力を加えたとき、押し潰して破碎するように構成されている手術装置。

【請求項2】

前記先端部は、先端領域と、基端領域と、前記先端領域と前記基端領域との間に設けられた幅変化領域とを有し、

前記幅変化領域は、前記先端領域から前記基端領域に延伸する傾斜面を有し、

前記傾斜面に沿う線と前記中心軸とのなす角度は30°以下である、請求項1に記載の手術装置。

【請求項3】

前記先端部は、前記クランプ部材に対向する面とは反対側の背面において、前記振動が伝達されることに伴ってキャビテーションを発生させるキャビテーション発生面を備える、請求項1に記載の手術装置。

【請求項4】

前記先端部は、処置領域と、前記処置領域の基端側に形成された中間領域とを有し、前記処置領域の先端から前記中間領域の先端までの間に曲部を有する、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 5】

前記先端部は、前記クランプ部材に対向する前記面とは反対側を向く反対面を備え、前記反対面に設けられ、前記中心軸に沿って延伸する部位を更に備え、

前記面に設けられた前記稜と、前記反対面に設けられ前記厚さ方向に沿う前記部位とを通る、前記最大厚さは、前記幅方向における、前記最大幅よりも小さい、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 6】

前記振動伝達部材の前記先端部の前記面は、前記クランプ部材に対向する処置面であり、

前記稜は、前記振動を伝達させることにより生体組織を切開可能な切開領域であり、

前記処置面は、前記切開領域から前記幅方向に隣接し前記クランプ部材との間の通電により前記生体組織を凝固させて封止可能な封止領域を有する、請求項 5 に記載の手術装置。

【請求項 7】

前記クランプ部材に対向する前記面における少なくとも前記先端側の前記面は、傾斜した平面によって構成されている請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 8】

前記平面及び前記クランプ部材は、前記平面と前記クランプ部材との間に挟まれた肝臓の組織に前記圧縮力を加えたとき、押し潰して破砕するように構成されている請求項 7 に記載の手術装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

この発明の一態様に係る手術装置は、クランプ部材と、中心軸に沿って延伸し、超音波トランスデューサからの振動を伝達可能な振動伝達部材とを備える。振動伝達部材は、前記振動伝達部材の先端部に設けられ、前記クランプ部材に対向する面と、前記面に設けられ、前記クランプ部材が回転により移動する開閉方向に沿う厚さ方向について前記クランプ部材に対向する側の頂部にあり、前記中心軸に沿って延伸する稜とを備える。前記厚さ方向に沿う、前記稜を通る前記先端部の最大厚さは、前記厚さ方向に対して垂直な幅方向における、前記先端部の最大幅よりも小さく、前記先端部は、前記稜が前記中心軸に平行で、前記先端部の先端側の幅が前記先端部の基端側の幅に比べて大きい。前記面における前記先端部の前記基端側よりも前記幅が広い前記先端部の前記先端側の面、及び、前記クランプ部材は、前記先端側の前記面と前記クランプ部材との間に挟まれた肝臓の組織に圧縮力を加えたとき、押し潰して破砕するように構成されている。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064640

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B17/32(2006.01)i, A61B18/14(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B17/32, A61B18/14 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2015/029518 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 March 2015 (05.03.2015), paragraphs [0017] to [0019], [0030] to [0043]; fig. 1 to 7 & JP 5797353 B2 & US 2016/0045770 A1 paragraphs [0030] to [0032], [0043] to [0056]; fig. 1 to 7 & CN 105246423 A	1, 4-6 2-3
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 June 2016 (20.06.16)		Date of mailing of the international search report 05 July 2016 (05.07.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064640

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 8-505801 A (Ultracision, Inc.), 25 June 1996 (25.06.1996), page 18, line 6 to page 22, line 15; page 26, lines 17 to 24; fig. 1 to 3, 8i to 8j & US 5322055 A & WO 1994/016631 A1 page 12, line 5 to page 17, line 7; page 22, lines 3 to 11; fig. 1 to 3, 8i to 8j & EP 681457 A1	1, 5 2-3
Y	JP 2001-309925 A (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.), 06 November 2001 (06.11.2001), paragraphs [0013] to [0015]; fig. 1 to 5 & US 6423082 B1 column 3, line 57 to column 4, line 12; fig. 1 to 5 & EP 1138264 A1	2
Y	WO 2014/088899 A1 (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.), 12 June 2014 (12.06.2014), paragraphs [00105] to [00113]; fig. 4 to 11 & JP 2015-536760 A & US 2014/0163595 A1 & EP 2928392 A & CN 104837420 A & KR 10-2015-0095748 A	2
Y	JP 2008-136845 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 June 2008 (19.06.2008), paragraphs [0056] to [0057]; fig. 9 & US 2008/0132927 A1 paragraphs [0058] to [0059]; fig. 9 & EP 1927321 A1 & CN 101190138 A	3

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 6 4 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B17/32(2006, 01)i, A61B18/14(2006, 01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B17/32, A61B18/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	WO 2015/029518 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.03.05, 段落[0017]-[0019], [0030]-[0043], 図 1-7 & JP 5797353 B2 & US 2016/0045770 A1, 段落[0030]-[0032], [0043]-[0056], Fig. 1-7 & CN 105246423 A	1, 4-6 2-3	
X Y	JP 8-505801 A (ウルトラシジョン インコーポレイテッド) 1996.06.25, 第18頁第6行-第22頁第15行, 第26頁第17-24行, 図 1-3, 8i-8j & US 5322055 A & WO 1994/016631 A1, 第12頁第5行- 第17頁第7行, 第22頁第3-11行, Fig. 1-3, 8i-8j & EP 681457 A1	1, 5 2-3	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 20.06.2016		国際調査報告の発送日 05.07.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 吉田 昌弘 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 6 4 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2001-309925 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド) 2001.11.06, 段落[0013]-[0015], 図 1-5 & US 6423082 B1, 第 3 欄第 57 行-第 4 欄第 12 行, Fig. 1-5 & EP 1138264 A1	2
Y	WO 2014/088899 A1 (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.) 2014.06.12, 段落[000105]-[000113], Fig. 4-11 & JP 2015-536760 A & US 2014/0163595 A1 & EP 2928392 A & CN 104837420 A & KR 10-2015-0095748 A	2
Y	JP 2008-136845 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.06.19, 段落[0056]-[0057], 図 9 & US 2008/0132927 A1 , 段落[0058]-[0059], Fig. 9 & EP 1927321 A1 & CN 101190138 A	3

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 加納 彰人

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 銅 庸高

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C160 JJ12 JJ46 MM43 NN02

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	外科手术装置		
公开(公告)号	JPWO2016190173A1	公开(公告)日	2017-06-08
申请号	JP2016570065	申请日	2016-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	加納彰人 銅庸高		
发明人	加納 彰人 銅 庸高		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B18/1442 A61B18/1445 A61B2017/2825 A61B2017/320078 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00083 A61B2018/00101 A61B2018/00529 A61B2018/00607 A61B2018/0063 A61B2018/00994 A61N7/00		
FI分类号	A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/JJ46 4C160/MM43 4C160/NN02		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鵜飼		
优先权	2015107773 2015-05-27 JP		
其他公开文献	JP6153677B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

振动传递构件与夹持部一起使用并且能够传递来自超声换能器的振动，该振动传递构件从基端部延伸到尖端部，并且尖端部具有从基端部延伸到尖端部的长边。在沿着轴线和沿着夹持部通过旋转而移动的打开/关闭方向的表面上形成有脊部，并且从超声换能器输入振动以从基端部向尖端部移动。振动被传递，并且沿夹持部枢转地移动的夹持方向的夹持部的厚度小于在垂直于夹持方向的宽度方向上的顶端部的宽度。

