

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6153677号
(P6153677)

(45) 発行日 平成29年6月28日(2017.6.28)

(24) 登録日 平成29年6月9日(2017.6.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 61 B 17/32 (2006.01)
A 61 B 18/14 (2006.01)A 61 B 17/32 510
A 61 B 18/14

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-570065 (P2016-570065)
 (86) (22) 出願日 平成28年5月17日 (2016.5.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/064640
 (87) 国際公開番号 WO2016/190173
 (87) 国際公開日 平成28年12月1日 (2016.12.1)
 審査請求日 平成28年11月28日 (2016.11.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-107773 (P2015-107773)
 (32) 優先日 平成27年5月27日 (2015.5.27)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (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) 【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、

前記面上に設けられ、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】

10

20

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、押し潰して破碎するように構成されている請求項7に記載の手術装置。

【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。

【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動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碎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碎する処置を行う際、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】

10

20

30

40

50

【0004】

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るとともに、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。

【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。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。

10

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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。

20

【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3A】図3A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3B】図3B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3A中の3B-3B線に沿う概略的な横断面図である。

【図3C】図3C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3A中の3C-3C線に沿う概略的な横断面図である。

【図3D】図3D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。

30

【図4A】図4A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4B】図4B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4A中の4B-4B線に沿う概略的な横断面図である。

【図4C】図4C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4A中の4C-4C線に沿う概略的な横断面図である。

【図4D】図4D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。

40

【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。

【図7A】図7A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7B】図7B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7A中の7B-7B線に沿う概略的な横断面図である。

50

【図7C】図7C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7A中の7C-7C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】

【0007】

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バージョーなどと称されるものを用いることができる。

【0013】

10

20

30

40

50

クランプ部 28 の本体 52 は例えばシース 24 の先端部 24a に対して主回転軸 62 により、回転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転軸（先端側回転軸）64 により、回転可能に支持されている。主回転軸 62 及び移動回転軸（先端側回転軸）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 に対して駆動部材 42 が中心軸（長手軸）C に沿って前進すると、駆動部材 42 は、移動回転軸 64 により本体 52 を中心軸 C に対して略平行にシース 24 の前方に向かって押し出す。主回転軸 62、本体 52 及びシース 24 の先端部 24a の位置関係は変化しないため、本体 52 が振動伝達部材 26 の先端部 26a に向かって閉じる。一方、可動ハンドル 34 の操作により、シース 24 に対して駆動部材 42 が中心軸 C に沿って後退すると、駆動部材 42 は、移動回転軸 64 により本体 52 を中心軸 C に平行にシース 24 の後方に向かって引き込む。このため、本体 52 が振動伝達部材 26 の先端部 26a に対して開く。すなわち、クランプ部 28 の本体 52 は、可動ハンドル 34 の操作により、振動伝達部材 26 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。

【 0014 】

押圧パッド 54 は、本体 52 のうち、振動伝達部材 26 の先端部 26a の後述する処置面 82 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 54 は、本体 52 のうち、電極部 56a, 56b の間に配置されている。押圧パッド 54 は、本体 52 が近接位置にあるときに振動伝達部材 26 の先端部 26a の処置面 82 の後述する切開領域 82a に当接し、離隔位置にあるときに本体 52 の移動に伴って振動伝達部材 26 の先端部 26a の処置面 82 に対して離隔する。押圧パッド 54 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 54 として例えば PTFE 材を用いることができる。

【 0015 】

この実施形態では、クランプ部 28 が近接位置にある場合、振動伝達部材 26 の先端部 26a の処置面 82 の特に切開領域 82a が押圧パッド 54 に当接し得るが、電極部 56a, 56b には当接しない。このため、振動伝達部材 26 の先端部 26a の処置面 82 を一方の電極とし、クランプ部 28 の電極部 56a, 56b 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 56a, 56b の代わりにヒータを用いても良く、又は、電極部 56a, 56b の代わりに押圧パッド 54 と同じ素材が表面に配設されていても良い。

【 0016 】

振動伝達部材（ロッド状部材）26 はシース 24 に対して挿通されている。振動伝達部材 26 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 26 は、超音波トランステューサ 14 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 26 は、超音波トランステューサ 14 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 26 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 26 は、シース 24 の中心軸 C 上に配設されていることが好ましい。

【 0017 】

振動伝達部材 26 の基端から先端に向かって、振動伝達部材 26 の基端に取り付けられた超音波トランステューサ 14 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 26 の基端部から先端部までの長さは、超音波トランステューサ 14 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 26 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 26 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 24 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 27 が配設されている。すなわち、振動伝達部材 26 の処置部 26a は、先端が振動の腹位置に相当し、基端がシース 24 の内部で振動の節位置に相当し、処置部 26a の長さは、超音波ト

10

20

30

40

50

ンスデューサ 14 による振動（振動波）の 1 / 4 波長に相当する。なお、処置部 26a は、クランプ部 28 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 26a は、クランプ部 28 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。

【0018】

図 3 A に示すように、この実施形態に係る振動伝達部材 26 のうちの先端部すなわち処置部 26a 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）72 と、処置領域 72 の基端側に形成された中間領域 74 と、中間領域 74 の基端側に形成された柱状領域 76 とを有する。柱状領域 76 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 76 にある。中間領域 74 では、その基端の柱状領域 76 からその先端の処置領域 72 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 74 では、図 3 A 及び図 3 D 中、クランプ部 28 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 74 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 74 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 28 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。

【0019】

処置領域 72 は、処置面 82 と、処置面 82 に対する背面 84 と、処置面 82 と背面 84 との間の側面 86a, 86b とを有する。処置部 26a の処置領域 72 のうち、クランプ部 28 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 26a 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 26a の処置領域 72 の先端部から適宜の位置、例えば処置部 26a の基端部の柱状領域 76 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）TU と、下側の部分の厚さ（高さ）TL とが同一であることが好ましい。

【0020】

処置面 82 は、押圧パッド 54 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 82a と、切開領域 82a 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 28 の電極部 56a, 56b 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 82b, 82c とを有する。図 3 B 及び図 3 C に示すように、切開領域 82a 及び封止領域 82b, 82c は、長手軸 C に沿って形成されている。切開領域 82a は、クランプ部 28 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）82a は長手軸 C に沿って延伸しており、クランプ部 28 が回動により移動する開閉面上に位置する。封止領域 82b, 82c は、切開領域 82a 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 82b, 82c 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 72 の厚さ T は、中心軸 C を含む位置（切開領域 82a 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 32 には、第 1 及び第 2 スイッチ 92, 94 が配設されている。第 1 スイッチ 92 を押圧すると、第 1 電極としての振動伝達部材 26 と第 2 電極としてのクランプ部 28 の電極部 56a, 56b 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 92 の押圧により、振動伝達部材 26 とクランプ部 28 の電極部 56a, 56b 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 94 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。

10

20

30

40

50

【0022】

次に、この実施形態に係る外科システム10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持続する。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け易くなっている。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との間に生体組織を持続して圧縮力(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

20

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碎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との間に血管を持続したとき、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との間に血管を持続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持続したとき、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。

30

【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。

【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との間に持続する。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。

40

【0027】

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

50

、意図せず血管を持した場合であっても、血管と処置面 8 2との接触面積を大きくして、血管に対する処置面 8 2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 2 6の処置面 8 2とクランプ部 2 8との間に血管を持したときに、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碎する処置を適切に行えるとともに、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 2 6及び外科手術装置 1 2を提供することができる。

【0028】

10

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 2 6の先端部の処置部 2 6 a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 2 6 aの処置領域 7 2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 2 6 aの処置領域 7 2は、先端領域 7 2 aと、先端領域 7 2 aの基端側に設けられた幅変化領域 7 2 bと、幅変化領域 7 2 bの基端側に設けられた基端領域 7 2 cとを有する。すなわち、処置部 2 6 aの処置領域 7 2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 1 4からの振動波の 1 / 4 波長の領域（処置部 2 6 aの略全長にわたる領域）において、先端領域 7 2 a及び前記基端領域 7 2 cに加えて、先端領域 7 2 aと基端領域 7 2 cとの間に幅変化領域 7 2 bを有する。図4Bに示す先端領域 7 2 aは、幅方向の幅W 1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 7 2 a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 7 2 bは、先端領域 7 2 aの基端から基端領域 7 2 cの先端に至るまで、徐々に例えれ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 7 2 bは、先端領域 7 2 a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 7 2 c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 7 2 cは、幅方向の幅W 2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 7 2 aの長手軸 Cに直交する幅方向の幅W 1は、基端領域 7 2 cにおける幅方向の幅W 2よりも大きい。すなわち、処置部 2 6 aは、先端領域 7 2 aの長手軸 Cに直交する断面のうち幅方向の幅W 1が、基端領域 7 2 cの断面のうち幅方向の幅W 2よりも大きい。

20

【0031】

30

また、図4Bに示す先端領域 7 2 aにおける断面積D 1は、図4Cに示す基端領域 7 2 cにおける断面積D 2よりも大きい。また、図示しないが、幅変化領域 7 2 bの断面積は、先端領域 7 2 aにおける断面積D 1と、基端領域 7 2 cにおける断面積D 2との間の断面積を有する。より具体的には、幅変化領域 7 2 bの断面積は、先端領域 7 2 aの基端から基端領域 7 2 c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 7 2 bの断面積は、その先端で先端領域 7 2 aの基端の断面積D 1に一致し、その基端で基端領域 7 2 cの先端の断面積D 2に一致していることが好ましい。したがって、先端領域 7 2 aの長手軸 Cに直交する横断面D 1は、基端領域 7 2 cの長手軸 Cに直交する横断面D 2よりも大きい。

40

【0032】

処置部 2 6 aの処置領域 7 2は、基端領域 7 2 cよりも幅変化領域 7 2 b及び先端領域 7 2 aが幅広に形成されている。すなわち、基端領域 7 2 cは、幅変化領域 7 2 b及び先端領域 7 2 aよりも幅狭に形成されている。このため、例えれば内視鏡（図示せず）で振動伝達部材 2 6及びクランプ部 2 8の基端側から幅変化領域 7 2 b又は先端領域 7 2 a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 7 2 b又は先端領域 7 2 aを確認で

50

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、キャビテーションの発生を抑制できることが経験的にわかつている。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て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っているが、幅変化領域 72b の側面 86a, 86b を曲面で形成し、その曲面の接線と長手軸 C とのなす角度 θ が 30° 以下になるように構成しても良い。

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】

30

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。

【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

50

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、適宜に形成されなければ良い。

【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実施形態で説明したように振動伝達部材 26 の先端部 26a 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とき、先端部 26a 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 26a のように、処置部 26a 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 26a に曲部 78 を有する場合、処置部 26a 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。

【0039】

また、振動伝達部材 26 の先端部 26a 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 26a 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 26a 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。

【0041】

図6に示すように、振動伝達部材 26 の先端部 26a 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 84a が形成されている。キャビテーション発生面 84a は、曲面として形成されている。キャビテーション発生面 84a 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。

【0042】

このように、曲面状のキャビテーション発生面 84a を振動伝達部材 26 の先端部 26a 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 84a 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7Aから図7C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。

【0044】

図7Aから図7C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 26a 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7A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

10

20

30

40

50

26aの中間領域74は、処置面82側の短領域74aと、背面84側の長領域74bとを有する。背面84側の長領域74bは、処置面82側の短領域74aよりも長い。短領域74a及び長領域74b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74aは処置面82に連続的に形成されている。長領域74bは背面84の基端側に、背面84に連続的に形成されている。このため、本実施形態に係る振動伝達部材26の先端部26aの中間領域74は、図7A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26の先端部26aの中間領域74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72は、中心軸Cに対して平行な部分だけでなく、肉厚部88の一部を含む。

10

【0045】

ここで、図7A及び図7Bに示すように、中間領域74において、中心軸Cから処置面82の頂部(切開領域)82aまでの距離TUは、中心軸Cから背面84の頂部85までの距離TL1よりも小さい。このため、中間領域74の長領域74bには、短領域74aよりも肉厚の肉厚部88を形成している。すなわち、中間領域74の長領域74bは肉厚部88を含む。なお、図7A及び図7Cに示すように、処置領域72において、中心軸Cから処置面82の頂部(切開領域)82aまでの距離TUは、中心軸Cから背面84の頂部85までの距離TLと略同一である。なお、処置面82の頂部(切開領域)82aは押圧パッド54が当接される当接面である。

20

【0046】

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)72は、背面84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)72が、処置面82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84の肉厚部88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84のうち肉厚部88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

【0047】

このように、肉厚部88は、切開領域82aのうち押圧パッド54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82と反対側の背面84に形成されている。そして、肉厚部88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82に連続した部位よりも肉厚になる。また、クランプ部28の押圧パッド54の基端が切開領域82aに当接された状態のときに、肉厚部88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28の押圧パッド54の基端がある。すなわち、肉厚部88は、切開領域82aのうち長手軸Cに沿った押圧パッド54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

【0048】

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26の先端部26aに比べて、特に、押圧パッド54の基端において、肉厚部88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26の先端部26aの処置領域72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26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26及び外科手術装置12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

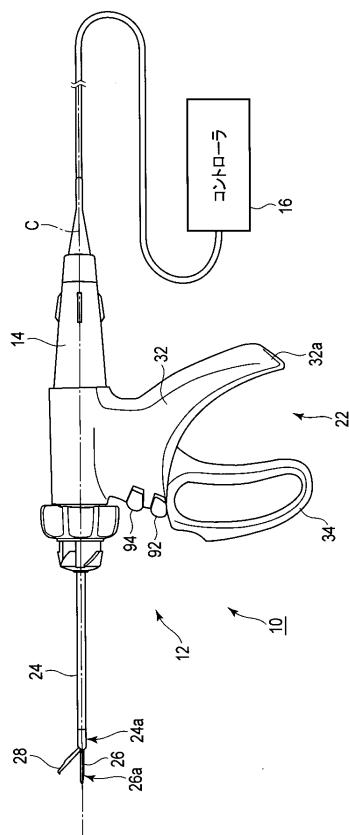
なお、図示しないが、第4実施形態で説明した曲部78は、適宜の位置に作成されていることが好適である。すなわち、例えば、肉厚部88を含む部位に曲部78を形成しても良く、処置領域72に曲部78を形成しても良く、両者に曲部78を形成しても良い。

50

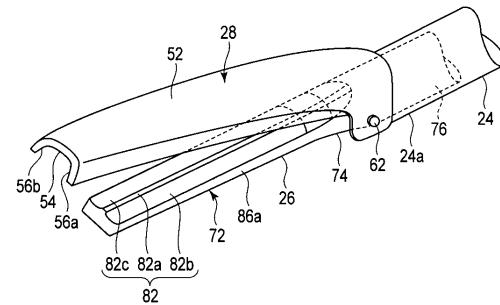
【 0 0 4 9 】

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。

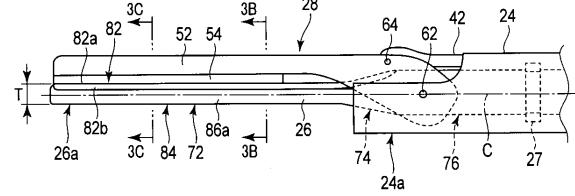
【図1】



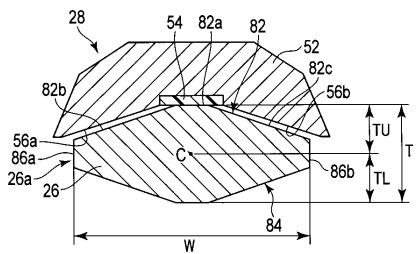
【 図 2 】



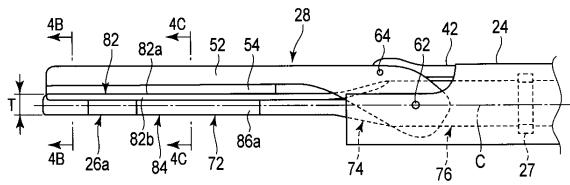
【図3A】



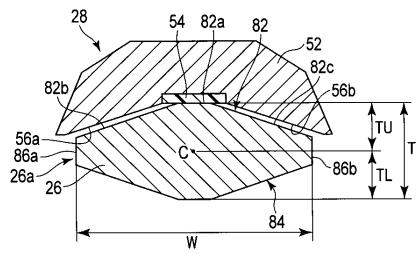
【図3B】



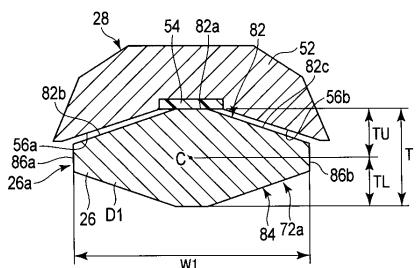
【図4A】



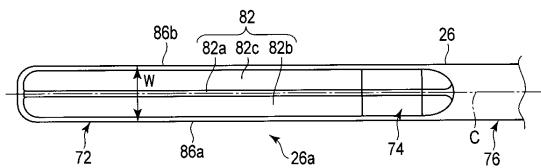
【図3C】



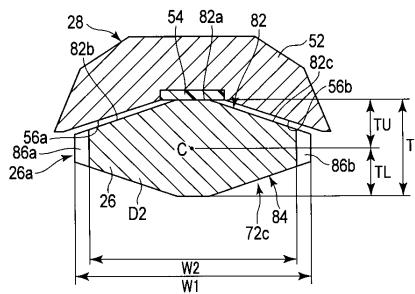
【図4B】



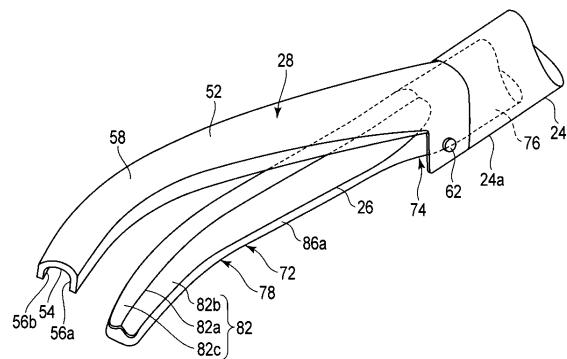
【図3D】



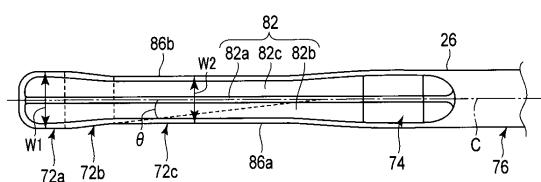
【図4C】



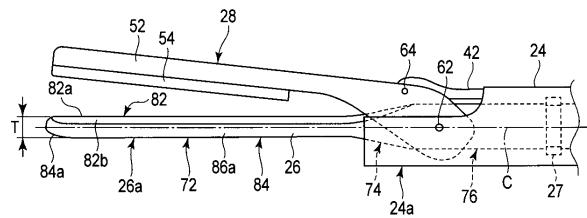
【図5】



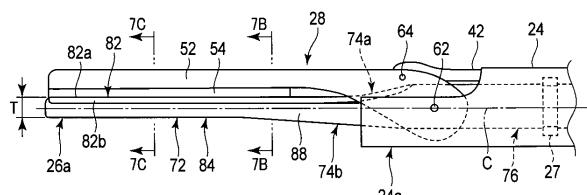
【図4D】



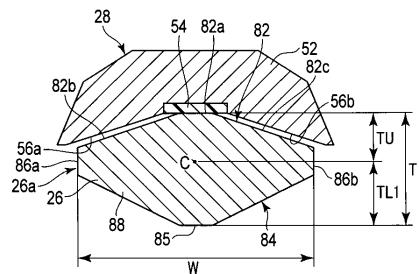
【図6】



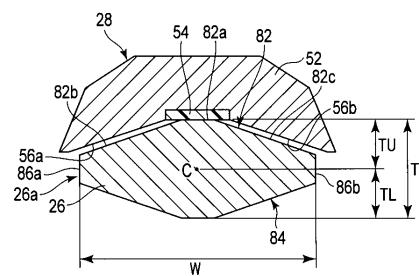
【図7 A】



【図7 B】



【図7 C】



フロントページの続き

(72)発明者 加納 彰人

東京都八王子市石川町2951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2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 梶木澤 昌司

(56)参考文献 国際公開第2015/029518 (WO, A1)

特表平08-505801 (JP, A)

米国特許第06254623 (US, B1)

国際公開第2014/088899 (WO, A1)

特開2008-136845 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17/32

A 61 B 18/14

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 外科手术装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP6153677B2 | 公开(公告)日 | 2017-06-28 |
| 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 | | |
| 当前申请(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 A61B18/14 | | |
| 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 A61B18/14 | | |
| 代理人(译) | 河野直树 井上 正 肯·鶴饲 | | |
| 优先权 | 2015107773 2015-05-27 JP | | |
| 其他公开文献 | JPWO2016190173A1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

与夹具一起使用并且可以传递来自超声换能器的振动的振动传递构件从其近端延伸到其远端，并且从近端延伸到远端到远端。脊沿着轴线并沿着打开/关闭方向形成在表面上，其中夹具通过旋转移动，并且振动从超声换能器输入以从近端朝向远端移动。振动传递，并且沿着通过旋转移动夹具的打开和关闭方向的厚度小于尖端在与打开和关闭方向正交的宽度方向上的宽度。

| (19)日本国特許庁(JP) | (12)特許公報(B2) | (11)特許番号 特許第6153677号 (P6153677) |
|--|--|---------------------------------------|
| (45)発行日 平成29年6月28日(2017.6.28) | | (24)登録日 平成29年6月9日(2017.6.9) |
| (51)Int.Cl. A 61 B 17/32 (2006.01) A 61 B 18/14 (2006.01) | F I A 61 B 17/32 A 61 B 18/14 | |
| | | 請求項の数 8 (全 15 頁) |
| (21)出願番号 特願2016-570065 (P2016-570065) (22)出願日 平成28年5月17日 (2016.5.17) (60)国際出願番号 PCT/JP2016/064640 (67)国際公開番号 WO2016/190173 (87)国際公開日 平成28年12月1日 (2016.12.1) 審査請求日 平成28年11月28日 (2016.11.28) (31)優先権主張番号 特願2015-107773 (P2015-107773) (32)優先日 平成27年5月27日 (2015.5.27) (33)優先権主張国 日本国 (JP) | (73)特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地 (74)代理人 100108855 弁理士 藤田 昌俊 (74)代理人 100102034 弁理士 野河 信久 (74)代理人 100153051 弁理士 野河 直樹 (74)代理人 100179062 弁理士 井上 正 (74)代理人 10018913 弁理士 鶴饲 健 | |
| 早期審査対象出願 | | 最終頁に続く |

(54)【発明の名称】外科手術装置