

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012年8月30日(30.08.2012)



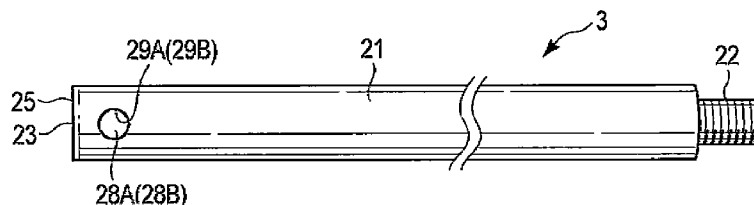
(10) 国際公開番号
WO 2012/114977 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/053695
- (22) 国際出願日: 2012年2月16日(16.02.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
61/445,757 2011年2月23日(23.02.2011) US
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社(OLYM
PUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒
1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 銅 庸高
(AKAGANE, Tsunetaka) [JP/JP]. 岡田 光正
(OKADA, Mitsumasa) [JP/JP].
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et
al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門1丁目1番9
号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, 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, IS,
JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST,
SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (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),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: ULTRASONIC PROBE AND ULTRASONIC TREATMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 超音波プローブ及び超音波処置装置

[図3]



(57) Abstract: Provided is an ultrasonic probe which transmits ultrasonic vibrations from the base end to the tip end thereof and comprises: an outer circumferential section which is provided along the longitudinal axis; and a surface-linking section which comprises a perpendicular planar face that is perpendicular to the longitudinal axis, the surface-linking section being provided in a state in which the tip end of the outer circumferential section serves as an outer edge and surfaces are linked. Cavitation is generated by transmission of the ultrasonic vibrations to the surface-linking section. Furthermore, the ultrasonic probe comprises: a passage-defining face for defining a suction passage therein along the longitudinal axis from the base end to a location further along in the base-end direction than the surface-linking section; and a hole-defining face for defining a suction hole which extends from the outer circumferential section to the suction passage.

(57) 要約: 基端から先端へ超音波振動を伝達する超音波プローブは、長手軸に沿って設けられる外周部と、長手軸に対して垂直な垂直平面を備え、前記外周部の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられる表面連続部とを備える。前記表面連続部に、前記超音波振動が伝達されることによりキャビテーションが発生する。また、超音波プローブは、前記基端から前記表面連続部より基端方向側の部位まで、前記長手軸に沿って内部に吸引通路を規定する通路規定面と、前記外周部から前記吸引通路まで延設される吸引孔を規定する孔規定面とを備える。



WO 2012/114977 A1

明 細 書

発明の名称：超音波プローブ及び超音波処置装置

技術分野

[0001] 本発明は、超音波吸引装置等の超音波処置装置に用いられる超音波プローブ、及び、その超音波プローブを用いた超音波処置装置に関する。

背景技術

[0002] 特許文献 1 には、超音波吸引という処置と超音波凝固切開という処置を行う超音波処置装置が開示されている。この超音波処置装置は、基端から先端へ超音波振動を伝達する超音波プローブを備える。超音波吸引は、超音波振動している超音波プローブの先端面を用いて行われ、キャビテーションという物理現象を利用して行われる。具体的に説明すると、超音波振動により超音波プローブは毎秒数万回の高速振動を繰り返しているため、超音波プローブの先端面近傍では、周期的に圧力が変動する。圧力変動により微小時間だけ飽和蒸気圧より先端面近傍の圧力が低くなった際には、体腔内の液体あるいは超音波処置装置から生体組織の処置位置の近傍に送られた液体に微小な気泡（キャビティー）が生じる。そして、先端面近傍の圧力が大きくなる（圧縮する）際に作用する力により、発生した気泡が消滅する。以上のような物理現象を、キャビテーション現象という。気泡が消滅するときの衝撃エネルギーにより、肝細胞等の弾力性を有さない生体組織は破碎（shattered）、乳化される（emulsified）。超音波プローブの内部には、基端から先端まで吸引通路が貫通している。破碎、乳化された生体組織は、超音波プローブの先端の吸引口から吸引通路を通して、吸引回収される。以上のような作用が継続されることにより、生体組織が切除される。この際、血管等の弾力性の高い生体組織は衝撃が吸収されるため破碎され難く、生体組織が選択的に破碎される。ただし、キャビテーションにより生体組織が選択的に破碎されるが、超音波プローブの先端を生体組織の処置位置（患部）に留めた状態でキャビテーションによる処置を続けた場合、血管等の弾力性の高い生体組織も

損傷する (damaged) 可能性がある。このため、処置位置 (患部) の表面に沿って超音波プローブが移動する状態で、キャビテーションによる処置が行われる。

[0003] 特許文献2には、超音波プローブの先端に刃部が形成された超音波ナイフが開示されている。この超音波ナイフでは、刃部により生体組織が切除される (resected)。また、超音波プローブの側面には吸引口が形成され、超音波プローブの内部には長手軸に沿って吸引通路が形成されている。刃部により切除された生体組織は、吸引口から超音波プローブの内部の吸引通路を通じて吸引される。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2005-27809号公報

特許文献2：特表2010-500073号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 前記特許文献1に代表されるように、キャビテーション現象を利用した生体組織の切除は、超音波プローブの先端面を生体組織にほとんど接触させた状態で行われる。したがって、超音波プローブの先端で吸引口が開いている場合、キャビテーションにより破碎されない生体組織等が吸引口に密着し易い。破碎されていない生体組織等が吸引口に密着することにより、破碎、乳化した組織の吸引である本来の吸引の安定性が低下してしまう。また、破碎されていない生体組織等が吸引口に密着することにより、生体組織の処置位置の表面に沿って超音波プローブを移動させる際の操作性が低下する。このため、手術時の操作の継続性が損なわれ、術者のストレスの増大、手術時間の長時間化、意図しない箇所から出血するリスクの増大等の課題が生じる。さらに、先端に吸引口を設けることにより、先端面の表面積が小さくなる。すなわち、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が小さくなる。こ

のため、処置効率が低下し、手術時間が長時間化する。処置効率を高めるために、超音波プローブの外径を大きくし、先端面の表面積を確保することも考えられる。しかし、超音波プローブの外径が大きくなることにより、超音波プローブが重量化、大型化し、超音波プローブの移動等の処置時の操作の作業性が低下する。また、体腔内に挿入される超音波プローブの外径が大きくなることにより、患者の負担も増大する。また、超音波振動の振幅を大きくすることにより、キャビテーション効果を高めることも考えられる。しかし、超音波振動の振幅を大きくすることにより、単位面積当たりのキャビテーションによる破砕強度も大きくなる。したがって、意図しない箇所で生体組織を損傷するリスクが増大する。

[0006] 前記特許文献2の超音波ナイフでは、側面に吸引孔が設けられているため、刃部による生体組織の切除と同時に吸引を行う際も、切除されない生体組織等が吸引孔に密着し難い。しかし、超音波プローブの先端が刃部であるため、外周部の先端を外縁とする部位は、超音波プローブの長手軸に垂直な平面である垂直平面を備えない。一般に、外周部の先端を外縁とする部位が、長手軸に対して傾斜した平面、曲面等を備え、長手軸に垂直な垂直平面を備えない場合も、キャビテーションは発生する。しかし、外周部の先端を外縁とする部位が長手軸に垂直な垂直平面を備える構成にすることにより、キャビテーションがより効率的に発生し、効率よく、安全に生体組織の切除が行われる。このため、超音波プローブの先端に刃部が形成される構成では、キャビテーションの発生効率が低下する。したがって、生体組織を破砕及び切除する際に、作業効率、安全性が低下してしまう。

[0007] 本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、キャビテーションにより効率よく、安全に生体組織を破砕及び切除し、切除された生体組織を安定して吸引することが可能な超音波プローブ及び超音波処置装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 前記目的を達成するため、本発明のある態様では、基端から先端へ超音波

振動を伝達する超音波プローブであって、長手軸に沿って設けられる外周部と、長手軸に対して垂直な垂直平面を備え、前記外周部の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられる表面連続部であって、前記超音波振動が伝達されることによりキャビテーションを発生する表面連続部と、前記基端から前記表面連続部より基端方向側の部位まで、前記長手軸に沿って内部に吸引通路を規定する通路規定面と、前記外周部から前記吸引通路まで延設される吸引孔を規定する孔規定面と、を備える超音波プローブを提供する。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、キャビテーションにより効率よく、安全に生体組織を破碎及び切除し、切除された生体組織を安定して吸引することが可能な超音波プローブ及び超音波処置装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明の第1の実施形態に係る超音波処置装置を示す概略図。
[図2]第1の実施形態に係る振動子ユニットの構成を概略的に示す断面図。
[図3]第1の実施形態に係る超音波プローブを概略的に示す側面図。
[図4]第1の実施形態に係る超音波プローブを概略的に示す断面図。
[図5]第1の実施形態に係る超音波プローブを先端方向側から見た正面図。
[図6]図4のV I - V I 線断面図。
[図7]第1の実施形態に係る超音波プローブの製造時において、筒状部材の先端の開口を閉塞部材で塞いだ状態を示す断面図。
[図8]図7から閉塞部材の不要な部分を切り離した状態を示す断面図。
[図9]第1の実施形態に係るシースに超音波プローブが挿通された状態を概略的に示す側面図。
[図10]第1の実施形態に係るシースに超音波プローブが挿通された状態を概略的に示す断面図。
[図11]第1の実施形態に係るシースと振動子ケースとの連結部の構成を概略的に示す断面図。
[図12]図10の12 - 12線断面図。

[図13]第1の実施形態の第1の変形例に係る超音波処置装置を示す概略図。

[図14]第1の実施形態の第2の変形例に係る超音波プローブを概略的に示す断面図。

[図15]第1の実施形態の第3の変形例に係る超音波プローブの製造方法を説明する概略図。

[図16]第1の実施形態の第4の変形例に係る超音波プローブの先端部の構成を概略的に示す断面図。

[図17]第1の実施形態の第4の変形例に係る超音波プローブの表面連続部への液体の付着状態を示す断面図。

[図18]本発明の第2の実施形態に係る超音波プローブを先端方向側から見た正面図。

[図19]第2の実施形態に係る超音波プローブを用いて超音波吸引を行う際の作用を説明する概略図。

[図20]本発明の第3の実施形態に係る超音波プローブを先端方向側から見た正面図。

[図21]第3の実施形態に係る超音波プローブ及びジョーの長手軸に垂直に切断した断面を示す断面図。

[図22]本発明の第4の実施形態に係る超音波プローブを概略的に示す斜視図。

[図23A]第4の実施形態の比較例として示す超音波プローブを用いて超音波吸引を行う際の作用を説明する概略図。

[図23B]第4の実施形態に係る超音波プローブを用いて超音波吸引を行う際の作用を説明する概略図。

[図24]第4の実施形態の変形例に係る超音波プローブを概略的に示す斜視図。

[図25]本発明の第5の実施形態に係る超音波プローブ及びジョーを概略的に示す側面図。

[図26]第5の実施形態に係るジョーを超音波プローブに対して閉じた状態で

、超音波プローブ及びジョーを先端方向側から視た正面図。

発明を実施するための形態

[0011] (第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態について図1乃至図12を参照して説明する。図1は、本実施形態の超音波処置装置1を示す図である。なお、本実施形態の超音波処置装置1は、超音波振動によって発生したキャビテーションを利用して、生体組織を選択的に破碎及び乳化し、破碎、乳化された生体組織を吸引する超音波吸引装置である。また、超音波処置装置1は、超音波プローブ3（後述する）とジョー47（後述する）との間で把持された血管等の生体組織の凝固切開（cutting and coagulation）を行う超音波凝固切開装置としても用いられる。

[0012] 図1に示すように、超音波処置装置1は、振動子ユニット2と、超音波プローブ（プローブユニット）3と、シースユニット4と、ハンドルユニット5とを備える。

[0013] 振動子ユニット2は、振動子ケース11を備える。振動子ケース11の基端には、ケーブル6の一端が接続されている。ケーブル6の他端は、電源ユニット7に接続されている。電源ユニット7は、超音波制御部8と、高周波電流制御部9とを備える。電源ユニット7には、フットスイッチ等の入力ユニット10が接続されている。

[0014] 図2は、振動子ユニット2の構成を示す図である。図2に示すように、振動子ケース11の内部には、電流を超音波振動に変換する圧電素子を備える超音波振動子12が設けられている。超音波振動子12には、電気信号線13A、13Bの一端が接続されている。電気信号線13A、13Bは、ケーブル6の内部を通過して、他端が電源ユニット7の超音波制御部8に接続されている。超音波制御部8から電気信号線13A、13Bを介して超音波振動子12に電流を供給することにより、超音波振動子12で超音波振動が発生する。超音波振動子12の先端方向側には、超音波振動の振幅を拡大するホーン15が連結されている。ホーン15は、振動子ケース11に取付けられ

、振動子ケース 1 1 との間は電氣的に絶縁されている。超音波振動子 1 2 及びホーン 1 5 には、長手軸 C を中心に空間部 1 9 が形成されている。また、ホーン 1 5 の内周面の先端部には、雌ネジ部 1 6 が形成されている。

[0015] 図 3 及び図 4 は、超音波プローブ 3 の構成を示す図である。図 3 及び図 4 に示すように、超音波プローブ 3 は、長手軸 C に沿って設けられる外周部 2 1 を備える。外周部 2 1 の基端部には、ホーン 1 5 の雌ネジ部 1 6 と螺合する雄ネジ部 2 2 が設けられている。雄ネジ部 2 2 が雌ネジ部 1 6 と螺合することにより、ホーン 1 5 の先端方向側に超音波プローブ 3 が取付けられる。ホーン 1 5 に超音波プローブ 3 が取付けられることにより、超音波振動子 1 2 で発生した超音波振動が、超音波プローブ 3 の基端から先端へ伝達される。なお、超音波プローブ 3 は、先端が超音波振動の腹位置となる状態に、長手軸 C に沿った長さが設定されている。また、超音波振動は、振動の伝達方向と振動方向が平行な縦振動である。

[0016] 図 5 は、超音波プローブ 3 を先端方向側から視た図である。図 4 及び図 5 に示すように、超音波プローブ 3 は、長手軸 C に垂直な垂直平面 2 3 を備える。垂直平面 2 3 は、超音波プローブ 3 の先端面である。垂直平面 2 3 は、外周部 2 1 の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられ、表面連続部 2 5 を形成している。垂直平面 2 3 が、キャビテーション現象を利用して生体組織を破碎する活用面となっている。キャビテーション現象により血管等の弾力性の高い組織は破碎されず、肝細胞等の弾力性を有さない生体組織が破碎、乳化される。なお、超音波プローブ 3 の先端は、キャビテーション効果を最も有効に得られるように、振幅が最も大きい超音波振動の腹位置に通常は設計される。

[0017] 図 4 に示すように、超音波プローブ 3 の内部には、基端から表面連続部 2 5 より基端方向側の部位まで、長手軸 C に沿って吸引通路 2 6 が形成されている。すなわち、超音波プローブ 3 は、吸引通路 2 6 を規定する通路規定面 2 7 を備える。図 6 は、図 4 の V I - V I 線断面図である。図 6 に示すように、超音波プローブ 3 には、外周部 2 1 から吸引通路 2 6 まで延設される第

1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bが形成されている。すなわち、超音波プローブ3は、第1の吸引孔28Aを規定する第1の孔規定面29Aと、第2の吸引孔28Bを規定する第2の孔規定面29Bとを備える。第1の吸引孔28Aは、長手軸C回りに第2の吸引孔28Bから離れた位置に配置されている。また、第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bの断面積は、長手軸Cに垂直な断面での吸引通路26の断面積より小さくなっている。

[0018] 超音波プローブ3をホーン15に取付けた状態では、吸引通路26の基端は超音波振動子12及びホーン15の内部の空間部19に連通する。図2に示すように、空間部19には、吸引チューブ31の一端が接続されている。図1に示すように、吸引チューブ31は、振動子ケース11の外部に延出され、他端が吸引ユニット33に接続されている。吸引ユニット33は、入力ユニット10に接続されている。キャビテーションにより切除された生体組織を吸引する際には、入力ユニット10での入力等により吸引ユニット33を駆動する。吸引ユニット33を駆動することにより、切除された生体組織が第1の吸引孔28A又は第2の吸引孔28Bから吸引通路26に吸引される。そして、吸引通路26、空間部19、吸引チューブ31の内部を順に通って、生体組織が吸引ユニット33まで吸引される。

[0019] また、超音波振動子12には、電気信号線13A、13Bとは別に、電源ユニット7の高周波電流制御部9からケーブル6の内部を通して延設される電気信号線（図示しない）が接続されている。これにより、高周波電流制御部9から、超音波振動子12、ホーン15を通して、超音波プローブ3の先端部まで、高周波電流のプローブ側電流経路が形成される。

[0020] 図7及び図8は、超音波プローブ3の製造方法を説明する図である。図7及び図8に示すように、超音波プローブ3は、基端から先端まで貫通孔35が形成される筒状部材36を備える。筒状部材36の貫通孔35の一部が、吸引通路26となる。また、超音波プローブ3は、筒状部材36の先端の開口を塞ぐ閉塞部材37を備える。筒状部材36の先端の開口を閉塞部材37で塞ぐことにより、筒状部材36の内部に、吸引通路26が形成される。

[0021] 筒状部材 3 6 の内周面の先端部には、雌ネジ部（第 1 のネジ部） 3 8 A が設けられている。また、閉塞部材 3 7 には、雄ネジ部（第 2 のネジ部） 3 8 B が設けられている。超音波プローブ 3 を製造する際は、図 7 に示すように、雄ネジ部 3 8 B を雌ネジ部 3 8 A と螺合する。これにより、筒状部材 3 6 の先端の開口が、閉塞部材 3 7 により塞がれる。そして、図 8 に示すように、閉塞部材 3 7 の不要部分 3 9 を超音波プローブ 3 から切り離す。これにより、外周部 2 1 の先端を外縁として表面が連続する表面連続部 2 5 が形成される。そして、第 1 の吸引孔 2 8 A 及び第 2 の吸引孔 2 8 B を外周部 2 1 から吸引通路 2 6 まで形成する。

[0022] なお、本実施形態では、雄ネジ部 3 8 B と雌ネジ部 3 8 A との螺合により、筒状部材 3 6 の先端の開口が閉塞部材 3 7 により塞がれるが、これに限るものではない。例えば、閉塞部材 3 7 を貫通孔 3 5 に挿入した状態で、筒状部材 3 6 をカシメ加工（caulking processing）によって径方向に収縮させてもよい。この場合、カシメ加工による筒状部材 3 6 の収縮により、筒状部材 3 6 の先端の開口が塞がれる。また、熱膨張により筒状部材 3 6 を径方向に膨張させた後に、閉塞部材 3 7 を貫通孔 3 5 に挿入し、筒状部材 3 6 を冷却してもよい。この場合、冷却によって膨張した筒状部材 3 6 が径方向に収縮することにより、筒状部材 3 6 の先端の開口が塞がれる。

[0023] 図 1 に示すように、シースユニット 4 は、超音波プローブ 3 が挿通されるシース 4 1 を備える。図 9 及び図 10 は、シース 4 1 に超音波プローブ 3 が挿通された状態を示す図である。図 9 及び図 10 に示すように、シース 4 1 に超音波プローブ 3 が挿通された状態で、第 1 の孔規定面 2 9 A 及び第 2 の孔規定面 2 9 B は、シース 4 1 の先端より先端方向側に位置している。

[0024] シース 4 1 は、外側パイプ 4 2 と、内側パイプ 4 3 とを備える。外側パイプ 4 2 と内側パイプ 4 3 との間には、可動部材 4 5 が設けられている。外側パイプ 4 2 の先端部には、連結ネジ 4 6 を介してジョー 4 7 が取付けられている。また、可動部材 4 5 の先端は、ジョーに連結されている。可動部材 4 5 が長手軸 C に沿って移動することにより、ジョー 4 7 が連結ネジ 4 6 を中

心にシース４１に対して回転する。これにより、ジョー４７が超音波プローブ３の先端部に対して開閉動作を行う（図９の矢印Ａ）。ジョー４７が超音波プローブ３の先端部に対して開閉動作を行うことにより、超音波プローブ３の先端部とジョー４７と間で生体組織を把持可能となる。

[0025] 図１０に示すように、超音波プローブ３の外周部２１とシース４１の内側パイプ４３との間には、送水通路４８が形成されている。すなわち、超音波プローブ３の外周部２１及び内側パイプ４３の内周面により、送水通路４８が規定されている。

[0026] 図１１は、シース４１と振動子ケース１１との連結部の構成を概略的に示す図である。シース４１の内側パイプ４３の基端部には、筒状の中継部材４９の先端部が取付けられている。シース４１は、中継部材４９に対して長手軸Ｃ回りに回転可能である。中継部材４９の基端部には、振動子ケース１１の先端部が取付けられている。

[0027] 超音波プローブ３の外周部２１とシース４１の内側パイプ４３との間に形成される送水通路４８は、振動子ケース１１の先端面まで延設されている。中継部材４９の内部には、送水チューブ５１の一端が接続されている。図１に示すように、送水チューブ５１は、ハンドルユニット５の外部に延出され、他端が送水ユニット５３に接続されている。送水ユニット５３は、入力ユニット１０に接続されている。入力ユニット１０での入力等により送水ユニット５３を駆動することにより、送水チューブ５１の内部、送水通路４８を順に水（液体）が通る。そして、シース４１の先端の超音波プローブ３との間の隙間から、生体組織等への送水が行われる。送水により、出血箇所の確認、体腔内の洗浄等が行われる。また、超音波吸引においては、送水ユニット５３から処置位置の近傍に生理食塩水等の液体が送水される。

[0028] 振動子ケース１１には、電源ユニット７の高周波電流制御部９からケーブル６の内部を通して延設される電気信号線（図示しない）が接続されている。振動子ケース１１及び中継部材４９は、高周波電流制御部９からの電気信号線とシース４１との間を電氣的に接続する導電部（図示しない）を備える

。これにより、高周波電流制御部 9 から、振動子ケース 11 の導電部、シース 41 を通って、ジョー 47 まで、高周波電流のジョー側電流経路が形成される。なお、超音波振動子 12 及びホーン 15 と振動子ケース 11 との間は絶縁されている。

[0029] 図 10 に示すように、超音波プローブ 3 の外周部 21 には、絶縁部材 55 がゴムライニング等により取付けられている。絶縁部材 55 は、超音波振動の節の位置配置されている。超音波プローブ 3 は、絶縁部材 55 を介してシース 41 に支持されている。絶縁部材 55 を設けることにより、超音波プローブ 3 とシース 41 の内側パイプ 43 との接触が防止され、超音波プローブ 3 とシース 41 との間が絶縁される。なお、内側パイプ 43 の内周面に絶縁コーティングが施されていることが好ましい。これにより、送水通路 48 を通る水を介しての超音波プローブ 3 とシース 41 との間の導電も、有効に防止される。

[0030] 図 12 は、図 10 の 12-12 線断面図である。図 12 に示すように、絶縁部材 55 は、長手軸 C 回りについて超音波プローブ 3 の外周部 21 の所定の角度範囲に渡ってのみ取付けられている。すなわち、超音波プローブ 3 の外周部 21 の全周に渡って、絶縁部材 55 が取付けられているわけではない。したがって、長手軸 C に平行な方向について絶縁部材 55 が位置する部位を、送水通路 48 の水が通過可能である。

[0031] 図 9 に示すように、超音波プローブ 3 の外周部 21 の先端部には、ジョー 47 に表面が対向するジョー対向部 57 が設けられている。ジョー 47 と超音波プローブ 3 のジョー対向部 57 との間で生体組織を把持した状態で、生体組織の処置が行われる。ジョー 47 とジョー対向部 57 との間では、キャビテーションにより破碎されない血管等の弾力性の高い生体組織の処置が行われる。超音波プローブ 3 を超音波振動させることにより、超音波プローブ 3 のジョー対向部 57 と生体組織との間に摩擦熱が発生する。発生した摩擦熱によって、生体組織が切開される。また、ジョー 47 と超音波プローブ 3 のジョー対向部 57 との間に生体組織を通して高周波電流が流れることによ

り、生体組織が変成される（reformed）。これにより、生体組織が凝固される。

[0032] 図9に示すように、第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bは、外周部21のジョー対向部57以外の部分に設けられている。これにより、ジョー47とジョー対向部57との間で生体組織を凝固切開する際に、凝固切開の処置性能が維持される。

[0033] 図1に示すように、ハンドルユニット5は、筒状ケース61と、筒状ケース61と一体に設けられる固定ハンドル62と、固定ハンドル62に対して開閉可能な可動ハンドル63とを備える。筒状ケース61は、振動子ケース11に取付けられ、絶縁材料から形成されている。可動ハンドル63は、中継部材（図示しない）を介して、シース41の可動部材45に連結されている。可動ハンドル63を固定ハンドル62に対して開閉することにより、可動部材45が長手軸Cに沿って移動する。これにより、ジョー47が超音波プローブ3の先端部に対して開閉動作を行う。

[0034] 固定ハンドル62には、2つの操作ボタン65A、65Bが設けられている。操作ボタン65A、65Bは、ケーブル6の内部を通る電気信号線（図示しない）等を介して、電源ユニット7に電氣的に接続されている。電源ユニット7の超音波制御部8及び高周波電流制御部9は、操作ボタン65A、65Bでの操作状態に基づいて、電流の出力の有無及び出力される電流の大きさを制御している。術者は、処置に対応して、操作ボタン65A、65Bを選択的に押圧する。例えば、操作ボタン65Aを押圧した際には、超音波振動の出力より高周波電流の出力が小さくなる状態に、超音波制御部8及び高周波電流制御部9から電流が出力される。これにより、ジョー47と超音波プローブ3との間で把持される生体組織の切開が促進される。逆に、操作ボタン65Bを押圧した際には、超音波振動の出力より高周波電流の出力が大きくなる状態に、超音波制御部8及び高周波電流制御部9から電流が出力される。これにより、ジョー47と超音波プローブ3との間で把持される生体組織の凝固が促進される。

[0035] また、筒状ケース 6 1 の先端方向側には、回転操作ノブ 6 7 が連結されている。回転操作ノブ 6 7 は、筒状ケース 6 1 に対して長手軸 C 回りに回転可能である。回転操作ノブ 6 7 は、絶縁材料から形成されている。回転操作ノブ 6 7 の内周側には、シースユニット 4 のシース 4 1 が取付けられている。回転操作ノブ 6 7 を回転することにより、超音波プローブ 3、シース 4 1 及びジョー 4 7 が回転操作ノブ 6 7 と一体に、長手軸 C 回りに回転する。

[0036] 次に、本実施形態の超音波処置装置 1 の作用について説明する。超音波処置装置 1 を用いて生体組織の超音波吸引を行う際には、入力ユニット 1 0 の操作等により、超音波制御部 8 から電気信号線 1 3 A、1 3 B を介して超音波振動子 1 2 に電流を供給する。これにより、超音波振動子 1 2 で超音波振動が発生する。そして、超音波プローブ 3 の基端から先端へ超音波振動が伝達される。また、送水ユニット 5 3 から処置位置の近傍に生理食塩水等の液体が送水される。送水が行われた状態で超音波プローブ 3 の表面連続部 2 5 に超音波振動が伝達されることにより、キャビテーションが発生する。キャビテーションにより、肝細胞等の弾力性の低い生体組織が選択的に破砕され、切除される。ここで、表面連続部 2 5 は、長手軸 C に垂直な垂直平面 2 3 を備える。また、外周部 2 1 の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられるため、表面連続部 2 5 の表面積は大きくなる。すなわち、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。

[0037] ここで、超音波プローブ 3 では、外径を大きくすることなく、表面連続部 2 5 の表面積が大きくなる。したがって、超音波プローブ 3 が重量化、大型化することがないため、超音波プローブ 3 の移動等の処置時の操作の作業性の低下が防止される。また、超音波プローブ 3 では、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなるため、超音波振動の振幅を大きくする必要もない。このため、単位面積当たりのキャビテーションによる破砕強度を大きくすることなく、キャビテーションによる処置が行われる。以上のように、超音波プローブ 3 では、キャビテーションが効率的に発生し、効率よく、安全に生体組織の破砕及び切除が行われる。

[0038] そして、キャビテーションにより切除された生体組織の、吸引が行われる。吸引ユニット33を駆動することにより、切除された生体組織が第1の吸引孔28A又は第2の吸引孔28Bから吸引通路26に吸引される。そして、吸引通路26、空間部19、吸引チューブ31の内部を順に通って、生体組織が吸引ユニット33まで吸引される。第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bは、外周部21から吸引通路26まで延設されている。ここで、キャビテーションによる生体組織の切除は、表面連続部25を生体組織にほとんど接触させた状態で行われる。外周部21から延設される第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bから切除された生体組織の吸引が行われるため、キャビテーションによる切除と同時に生体組織の吸引を行った場合でも、キャビテーションにより破砕されない生体組織等が第1の吸引孔28A又は第2の吸引孔28Bに密着し難い。したがって、キャビテーションにより切除された組織が、安定して吸引される。また、破砕されていない生体組織等が第1の吸引孔28A又は第2の吸引孔28Bに密着し難いため、生体組織の処置位置の表面に沿って超音波プローブ3を移動させる際の操作性が向上する。

[0039] また、シース41に超音波プローブ3が挿通された状態で、第1の吸引孔28Aを規定する第1の孔規定面29A及び第2の吸引孔28Bを規定する第2の孔規定面29Bは、シース41の先端より先端方向側に位置している。すなわち、第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bが、吸引する生体組織の近傍に位置している。これにより、キャビテーションにより切除された組織が、より安定して吸引される。

[0040] また、超音波プローブ3には、第1の吸引孔28Aと、長手軸C回りに第1の吸引孔28Aとは離れた位置に配置される第2の吸引孔28Bとが設けられている。第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bの2つの吸引孔28A、28Bから吸引通路26への吸引を行うことにより、キャビテーションにより切除された組織が、より安定して吸引される。また、第1の吸引孔28A及び第2の吸引孔28Bの断面積は、長手軸Cに垂直な断面での吸引

通路 26 の断面積より小さくなっている。このため、第 1 の吸引孔 28 A 又は第 2 の吸引孔 28 B から吸引された生体組織が、吸引通路 26 に留まることが防止される。これにより、キャビテーションにより切除された組織が、より安定して吸引される。

[0041] そこで、前記構成の超音波プローブ 3 及び超音波処置装置 1 では、以下の効果を奏する。すなわち、超音波プローブ 3 の表面連続部 25 は、長手軸 C に垂直な垂直平面 23 を備える。また、外周部 21 の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられるため、表面連続部 25 の表面積は大きくなる。すなわち、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、送水が行われた状態で超音波振動が表面連続部 25 に伝達されることにより、キャビテーションが効率的に発生する。

[0042] また、超音波プローブ 3 では、外径を大きくすることなく、表面連続部 25 の表面積が大きくなる。したがって、超音波プローブ 3 が重量化、大型化することがないため、超音波プローブ 3 の移動等の処置時の操作の作業性の低下を防止することができる。また、超音波プローブ 3 が体腔内に挿入される際の、患者の負担も軽減することができる。また、超音波プローブ 3 では、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなるため、超音波振動の振幅を大きくする必要もない。したがって、単位面積当たりのキャビテーションによる破碎強度を大きくすることなく、キャビテーションによる処置が行われる。このため、意図しない箇所で生体組織を損傷するリスクを軽減することができる。以上のように、超音波プローブ 3 では、キャビテーションにより生体組織を破碎及び切除する際に、効率よく、安全に生体組織の破碎及び切除を行うことができる。

[0043] また、超音波プローブ 3 では、第 1 の吸引孔 28 A 及び第 2 の吸引孔 28 B は、外周部 21 から吸引通路 26 まで延設されている。ここで、キャビテーションによる生体組織の切除は、表面連続部 25 を生体組織にほとんど接触させた状態で行われる。外周部 21 から延設される第 1 の吸引孔 28 A 及び第 2 の吸引孔 28 B から切除された生体組織の吸引が行われるため、キャ

ビテーションによる切除と同時に生体組織の吸引を行った場合でも、キャビテーションにより破碎されない生体組織等が第１の吸引孔２８Ａ又は第２の吸引孔２８Ｂに密着し難い。したがって、キャビテーションにより切除された組織を、安定して吸引することができる。また、破碎されていない生体組織等が第１の吸引孔２８Ａ又は第２の吸引孔２８Ｂに密着し難いため、生体組織の処置位置の表面に沿って超音波プローブ３を移動させる際の操作性を向上させることができる。

[0044] また、超音波処置装置１では、シース４１に超音波プローブ３が挿通された状態で、第１の吸引孔２８Ａを規定する第１の孔規定面２９Ａ及び第２の吸引孔２８Ｂを規定する第２の孔規定面２９Ｂは、シース４１の先端より先端方向側に位置している。すなわち、第１の吸引孔２８Ａ及び第２の吸引孔２８Ｂが、吸引する生体組織の近傍に位置している。これにより、キャビテーションにより切除された組織を、より安定して吸引することができる。

[0045] また、超音波プローブ３を製造する際には、基端から先端まで貫通孔３５が形成される筒状部材３６を形成する。そして、閉塞部材３７により、筒状部材３６の先端の開口を塞ぐ。そして、閉塞部材３７の不要部分３９を超音波プローブ３から切り離す。これにより、開口が塞がれた部位に、外周部２１の先端を外縁として表面が連続する表面連続部２５が形成される。そして、第１の吸引孔２８Ａ及び第２の吸引孔２８Ｂを外周部２１から吸引通路２６まで形成する。以上のように、超音波プローブ３が形成されるため、容易かつ低コストで超音波プローブ３を製造することができる。

[0046] （第１の実施形態の変形例）

なお、第１の実施形態では、超音波処置装置１により超音波プローブ３とジョー４７との間で把持された血管等の生体組織の凝固切開が行われるが、これに限るものではない。例えば第１の変形例として、図１３に示すように、超音波振動及び送水によって発生したキャビテーションを利用して、生体組織を選択的に破碎及び切除し、切除された生体組織を吸引する超音波吸引のみが超音波処置装置７１により行われてよい。超音波処置装置７１は、ジ

ョー４７、可動ハンドル６３、固定ハンドル６２、高周波電流制御部９等を備えず、超音波処置装置７１では、超音波振動及び高周波電流を用いた生体組織の凝固切開は行われない。また、超音波処置装置７１では、超音波プローブ３に高周波電流の電流経路が形成されず、シース４１にも高周波電流の電流経路が形成されない。したがって、超音波プローブ３とシース４１との間に絶縁部材５５を設ける必要もなく、超音波プローブ３とシース４１との接触を防止する必要もない。以上のように、超音波処置装置（１，７１）は、超音波振動によって発生したキャビテーションを利用して、生体組織を選択的に破碎及び切除し、切除された生体組織を吸引する超音波吸引を行えばよい。

[0047] また、第１の実施形態では、垂直平面２３のみから表面連続部２５が形成されているが、これに限るものではない。例えば第２の変形例として、図１４に示すように、表面連続部２５は、長手軸Ｃに垂直な垂直平面７２と、垂直平面７２の外周側に設けられる曲面部７３とを備えてもよい。本変形例でも、表面連続部２５は、外周部２１の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられている。すなわち、表面連続部２５は、長手軸Ｃに対して垂直な垂直平面（２３，７２）を備え、外周部２１の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられていけばよい。

[0048] また、第１の実施形態では、超音波プローブ３は、筒状部材３６と、筒状部材３６の先端の開口を塞ぐ閉塞部材３７とを備えるが、これに限るものではない。例えば第３の変形例として、図１５に示すように、超音波プローブ３が１つの柱状部材７５から形成されてもよい。この場合、柱状部材７５の基端から表面連続部２５より基端方向側の部位まで長手軸Ｃに沿って孔開け加工等を行うことにより、超音波プローブ３の内部の吸引通路２６が形成される。すなわち、図１５の点線で示す部分に孔を開けることにより、超音波プローブ３の内部の吸引通路２６が形成される。

[0049] また、例えば第４の変形例として図１６に示すように、表面連続部２５に親水性コーティング部７６が設けられてもよい。本変形例では、親水性（hyd

rophilic) コーティング部 7 6 は、表面連続部 2 5 の全体に渡ってコーティングされている。

[0050] キャビテーションによる生体組織の破碎を行う際には、超音波プローブ 3 の超音波振動によって表面連続部 2 5 の近傍の圧力が周期的に変化することにより、生体組織の処置位置の近傍に送水された液体に微小な気泡（キャビティ）が生じる。そして、表面連続部 2 5 の近傍の圧力が大きくなる（圧縮する）際に作用する力により、発生した気泡が消滅する。気泡が消滅するときの衝撃エネルギーにより、肝細胞等の弾力性を有さない生体組織は破碎、乳化される。

[0051] したがって、キャビテーションにより効率よく生体組織を破碎するには、表面連続部 2 5 と生体組織との間に適切な量の液体が存在し、表面連続部 2 5 に送水ユニット 5 3 から送水された液体が均一に付着していることが必要である。第 1 の実施形態のように親水性コーティング部 7 6 が設けられていない場合は、表面張力等の影響で表面連続部 2 5 に局所的に液体が付着する可能性があり、表面連続部 2 5 に均一に液体が付着しない。このため、表面連続部 2 5 の液体が付着していない部分では、キャビテーションにより生体組織の破碎する際の処置効率は低下してしまう。

[0052] これに対して、本変形例では、表面連続部 2 5 の全体に渡って親水性コーティング部 7 6 が設けられている。このため、図 1 7 に示すように、送水ユニット 5 3 から送水された液体 L が表面連続部 2 5 の全体に均一に付着し、液体 L による一様な層が形成される。このため、表面連続部 2 5 の全体を利用して、キャビテーションにより効率よく生体組織を破碎することができる。

[0053] （第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について、図 1 8 及び図 1 9 を参照して説明する。第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態の構成を次の通り変形したものである。なお、第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

[0054] 図18は、超音波プローブ3を先端方向側から見た図である。図18に示すように、超音波プローブ3は、長手軸Cに垂直な垂直平面77を備える。垂直平面77は、超音波プローブ3の先端面である。垂直平面77は、外周部21の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられ、表面連続部25を形成している。

[0055] 垂直平面77は、楕円状に形成されている。垂直平面77では、長手軸Cに垂直な第1の垂直軸S1に沿った第1の寸法B1より、長手軸Cに垂直でかつ第1の垂直軸S1に垂直な第2の垂直軸S2に沿った第2の寸法B2が小さくなっている。第2の寸法B2は、吸引通路26の径より0.4mm程度大きく形成されている。なお、本実施形態では、垂直平面77は楕円状に形成されているが、これに限るものではない。すなわち、垂直平面77では、長手軸Cに垂直な第1の垂直軸S1に沿った第1の寸法B1より、長手軸Cに垂直でかつ第1の垂直軸S1に垂直な第2の垂直軸S2に沿った第2の寸法B2が小さければよい。

[0056] 次に、本実施形態の超音波プローブ3の作用について説明する。上述のように、キャビテーションにより生体組織の破砕及び切除を行う際には、表面連続部25の表面積を大きくすることにより、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションが効率的に発生する。ここで、図19に示すように、垂直平面77と表面積が同一の真円状の垂直平面77Aから表面連続部25が形成される超音波プローブ3Aを比較例として考える。垂直平面77Aでは、第1の垂直軸S1に沿った第1の寸法B'1と、第2の垂直軸S2に沿った第2の寸法B'2が略同一である。超音波プローブ3Aでは、垂直平面77A（表面連続部25）の表面積を大きくすることにより、キャビテーションはより効率的に発生する。しかし、垂直平面77Aの表面積が大きくなることにより、第1の寸法B'1及び第2の寸法B'2も大きくなる。このため、キャビテーションにより切除される生体組織T1の範囲D'が大きくなる。したがって、小さい範囲で生体組織T1の切除が必要な場合に、作業効率、安全性が低下する。

[0057] 一方、本実施形態の超音波プローブ3の垂直平面77（表面連続部25）では第1の寸法B1より、第2の寸法B2が小さく形成されている。このため、第2の寸法B2を小さく保ったまま、第1の寸法B1を大きくすることにより、垂直平面77（表面連続部25）の表面積が大きくなる。垂直平面77の表面積を大きくすることにより、キャビテーションはより効率的に発生する。また、垂直平面77の表面積を大きくしても、第2の寸法B2は小さく保たれるため、長手軸C回りに回転させて垂直平面77の角度位置（姿勢）を調整することにより、キャビテーションにより切除される生体組織T1の範囲Dが小さいまま保たれる。これにより、小さい範囲で生体組織T1の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織T1の切除が行われる。

[0058] そこで、前記構成の超音波プローブ3及び超音波処置装置1では、第1の実施形態と同様の効果に加え、以下の効果を奏する。すなわち、超音波プローブ3では、表面連続部25が、長手軸Cに垂直な垂直平面77を備える。垂直平面77では、長手軸Cに垂直な第1の垂直軸S1に沿った第1の寸法B1より、長手軸Cに垂直でかつ第1の垂直軸S1に垂直な第2の垂直軸S2に沿った第2の寸法B2が小さい。このため、第2の寸法B2を小さく保ったまま、第1の寸法B1を大きくすることにより、垂直平面77（表面連続部25）の表面積が大きくなる。垂直平面77の表面積を大きくすることにより、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションはより効率的に発生する。また、垂直平面77の表面積を大きくしても、第2の寸法B2は小さく保たれるため、長手軸C回りに回転させて垂直平面77の角度位置（姿勢）を調整することにより、キャビテーションにより切除される生体組織T1の範囲Dが小さいまま保たれる。これにより、小さい範囲で生体組織T1の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織T1の切除を行うことができる。

[0059] （第3の実施形態）

次に、本発明の第3の実施形態について、図20及び図21を参照して説明する。第3の実施形態は、第2の実施形態の構成を次の通り変形したもの

である。なお、第2の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

[0060] 図20は、超音波プローブ3を先端方向側から見た図である。図20に示すように、超音波プローブ3は、長手軸Cに垂直な垂直平面79を備える。垂直平面79は、超音波プローブ3の先端面である。垂直平面79は、外周部21の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられ、表面連続部25を形成している。

[0061] 垂直平面79では、長手軸Cに垂直な第1の垂直軸S1に沿った第1の寸法B1より、長手軸Cに垂直でかつ第1の垂直軸S1に垂直な第2の垂直軸S2に沿った第2の寸法B2が小さくなっている。ここで、第1の垂直軸S1は、第1の垂直方向（図20の矢印X1の方向）及び第2の垂直方向（図20の矢印X2）に平行に延設されている。第1の垂直方向は、長手軸Cに垂直で、かつ、超音波プローブ3からジョー47に向かう方向であり、第2の垂直方向は、第1の垂直方向とは反対方向である。超音波プローブ3の外周部21の第1の垂直方向側の部位には、ジョー47に表面が対向するジョー対向部57が設けられている。

[0062] 図21は、超音波プローブ3及びジョー47を長手軸Cに垂直に切断した断面を示す図である。図21に示すように、ジョー対向部57は、ジョー47と対応する形状に形成されている。長手軸Cに垂直な断面においてジョー対向部57は、ジョー47が超音波プローブ3に対して閉じた際にジョー47が当接するジョー当接部81と、ジョーが超音波プローブに対して閉じた際にジョーが当接しない第1のジョー非当接部82A及び第2のジョー非当接部82Bとを備える。ジョー当接部81は、長手軸Cに垂直な断面において、第3の垂直方向（図21の矢印Y1の方向）から第4の垂直方向（図21の矢印Y2の方向）へ平面状に延設されている。ここで、第3の垂直方向は、長手軸Cに垂直で、かつ、第1の垂直方向及び第2の垂直方向に垂直な方向であり、第4の垂直方向は、第3の垂直方向とは反対方向である。長手軸Cに垂直な断面においてジョー当接部81の第3の垂直方向側には、第1

のジョー非当接部 8 2 A が連続している。長手軸 C に垂直な断面においてジョー当接部 8 1 の第 4 の垂直方向側には、第 2 のジョー非当接部 8 2 B が連続している。長手軸 C に垂直な断面において、第 1 のジョー非当接部 8 2 A 及び第 2 のジョー非当接部 8 2 B は、ジョー当接部 8 1 に対して傾斜し、かつ、平面状に形成されている。

[0063] 次に、本実施形態の超音波処置装置 1 の作用について説明する。超音波プローブ 3 では、表面連続部 2 5 が、長手軸 C に垂直な垂直平面 7 9 を備える。垂直平面 7 9 では、長手軸 C に垂直な第 1 の垂直軸 S 1 に沿った第 1 の寸法 B 1 より、長手軸 C に垂直でかつ第 1 の垂直軸 S 1 に垂直な第 2 の垂直軸 S 2 に沿った第 2 の寸法 B 2 が小さい。したがって、第 2 の実施形態で前述したように、小さい範囲で生体組織の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織の切除が行われる。

[0064] また、超音波処置装置 1 では、ジョー 4 7 と超音波プローブ 3 のジョー対向部 5 7 との間に生体組織を把持して、生体組織の凝固切開を行う。この際、ジョー対向部 5 7 のジョー当接部 8 1 とジョー 4 7 との間では、生体組織を把持する力が大きくなる。このため、ジョー当接部 8 1 と生体組織との間では、超音波プローブ 3 の超音波振動により発生する摩擦熱が大きくなる。したがって、効率よく生体組織の切開が行われる。一方、ジョー対向部 5 7 のジョー非当接部 8 2 A, 8 2 B とジョー 4 7 との間では、生体組織を把持する力が小さくなる。このため、ジョー非当接部 8 2 A, 8 2 B と生体組織との間では、超音波プローブ 3 の超音波振動により発生する摩擦熱が小さくなる。この際、ジョー 4 7 とジョー対向部 5 7 のジョー非当接部 8 2 A, 8 2 B との間に生体組織を通して高周波電流が流れることにより、効率よく生体組織が凝固される。以上のようにして、ジョー 4 7 とジョー対向部 5 7 との間で、効率よく生体組織の凝固切開が行われる。

[0065] そこで、前記構成の超音波プローブ 3 及び超音波処置装置 1 では、第 2 の実施形態と同様の効果に加え、以下の効果を奏する。すなわち、超音波処置装置 1 では、長手軸 C に垂直な断面においてジョー対向部 5 7 は、ジョー 4

7が超音波プローブ3に対して閉じた際にジョー47が当接するジョー当接部81と、ジョーが超音波プローブに対して閉じた際にジョーが当接しないジョー非当接部82A、82Bとを備える。ジョー当接部81と生体組織の間では、超音波プローブ3の超音波振動により発生する摩擦熱が大きくなる。したがって、効率よく生体組織の切開が行われる。一方、ジョー非当接部82A、82Bと生体組織の間では、超音波プローブ3の超音波振動により発生する摩擦熱が小さくなる。この際、ジョー47とジョー対向部57のジョー非当接部82A、82Bとの間に生体組織を通して高周波電流が流れることにより、効率よく生体組織が凝固される。以上のようにして、ジョー47とジョー対向部57との間で、効率よく生体組織の凝固切開を行うことができる。

[0066] (第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態について、図22乃至図23Bを参照して説明する。第4の実施形態は、第1の実施形態の構成を次の通り変形したものである。なお、第1の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

[0067] 図22は、超音波プローブ3を先端部の構成を示す図である。図22に示すように、超音波プローブ3は、第1の実施形態と同様に、外周部21の先端を外縁として表面が連続する表面連続部25を備える。表面連続部25は、長手軸Cに垂直な垂直平面85と、長手軸Cに平行でなく、かつ、垂直平面85に対して傾斜した状態で設けられる傾斜平面86とを備える。垂直平面85は、超音波プローブ3の先端面である。また、傾斜平面86は、垂直平面85より基端方向側に位置している。以上のように、垂直平面85及び傾斜平面86により、表面連続部25が形成されている。

[0068] 次に、本実施形態の超音波プローブ3の作用について説明する。上述のように、キャビテーションにより生体組織の破砕及び切除を行う際には、肝細胞等の弾力性を有さない生体組織が選択的に破砕され、切除される。この際、血管等の弾力性の高い生体組織は、キャビテーションにより破砕されない

。したがって、図23Aに示すように、キャビテーションにより生体組織の切除を行い続けると、キャビテーションにより破損されない血管T2が網目状に露出する。この際、血管T2の網目の間に超音波プローブ3の先端を挿通し、さらにキャビテーションによる生体組織T3の切除を行うことが必要な場合がある。ここで、表面連続部25が垂直平面85Aのみから形成され、傾斜平面86を備えない超音波プローブ3Bを比較例として考える。超音波プローブ3Bでは、垂直平面85A（表面連続部25）の表面積を大きくすることにより、キャビテーションはより効率的に発生する。しかし、垂直平面85Aの表面積が大きくなることにより、先端が太くなる。このため、網目状の血管T2の間に、超音波プローブ3Bの先端を挿通し難くなる。したがって、網目状の血管T2の間に超音波プローブ3Bの先端を通して生体組織T3の切除が必要な場合に、作業効率、安全性が低下する。

[0069] 本実施形態の超音波プローブ3の表面連続部25は、先端面である垂直平面85と、垂直平面85の基端方向側に設けられる傾斜平面86とを備える。このため、垂直平面85の表面積を保ったまま、傾斜平面86の表面積を大きくすることにより、表面連続部25の表面積が大きくなる。表面連続部25の表面積を大きくすることにより、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションはより効率的に発生する。また、傾斜平面86（表面連続部25）の表面積を大きくしても、垂直平面85の表面積は小さく保たれるため、超音波プローブ3の先端は太くならない。このため、図23Bに示すように、表面連続部25の表面積を大きくしても、網目状の血管T2の間に、超音波プローブ3の先端を挿通し易い。したがって、網目状の血管T2の間に超音波プローブ3の先端を通して生体組織T3の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織T3の切除が行われる。

[0070] そこで、前記構成の超音波プローブ3及び超音波処置装置1では、表面連続部25は、先端面である垂直平面85と、垂直平面85の基端方向側に設けられる傾斜平面86とを備える。このため、垂直平面85の表面積を保つ

たまま、傾斜平面 86 の表面積を大きくすることにより、表面連続部 25 の表面積が大きくなる。表面連続部 25 の表面積を大きくすることにより、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションはより効率的に発生する。また、傾斜平面 86（表面連続部 25）の表面積を大きくしても、垂直平面 85 の表面積は小さく保たれるため、超音波プローブ 3 の先端は太くならない。このため、表面連続部 25 の表面積を大きくしても、網目状の血管 T2 の間に、超音波プローブ 3 の先端を挿通し易い。したがって、網目状の血管 T2 の間に超音波プローブ 3 の先端を通して生体組織 T3 の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織 T3 の切除を行うことができる。

[0071] （第 4 の実施形態の変形例）

図 24 は、第 4 の実施形態の変形例の超音波プローブ 3 の先端部の構成を示す図である。図 24 に示すように、超音波プローブ 3 は、第 4 の実施形態と同様に、外周部 21 の先端を外縁として表面が連続する表面連続部 25 を備える。表面連続部 25 は、長手軸 C に垂直な第 1 の垂直平面 87 及び第 2 の垂直平面 88 を備える。第 1 の垂直平面 87 は超音波プローブ 3 の先端面であり、第 2 の垂直平面 88 は第 1 の垂直平面 87 より基端方向側に設けられている。また、表面連続部 25 では、第 2 の垂直平面 88 から第 1 の垂直平面 87 まで、中継面 89 が長手軸 C に沿って設けられている。以上のように、第 1 の垂直平面 87、第 2 の垂直平面 88 及び中継面 89 により、表面連続部 25 が形成されている。

[0072] 本変形例では、第 1 の垂直平面 87 の表面積を保ったまま、第 2 の垂直平面 88 の表面積を大きくすることにより、表面連続部 25 の表面積が大きくなる。表面連続部 25 の表面積を大きくすることにより、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションはより効率的に発生する。また、第 2 の垂直平面 88（表面連続部 25）の表面積を大きくしても、第 1 の垂直平面 87 の表面積は小さく保たれるため、超音波プローブ 3 の先端は太くならない。このため、表面連続部 25 の表面積

を大きくしても、網目状の血管（Ｔ２）の間に、超音波プローブ３の先端を挿通し易い。したがって、網目状の血管（Ｔ２）の間に超音波プローブ３の先端を通して生体組織（Ｔ３）の切除が必要な場合も、効率よく、安全に生体組織（Ｔ３）の切除を行うことができる。

[0073] （第５の実施形態）

次に、本発明の第５の実施形態について、図２５及び図２６を参照して説明する。第５の実施形態は、第１の実施形態の構成を次の通り変形したものである。なお、第１の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

[0074] 図２５は、本実施形態の超音波プローブ３及びジョー４７の先端部の構成を示す図である。図２５に示すように、超音波プローブ３は、長手軸Ｃに垂直な断面での外周部２１で囲まれた面積が先端方向に向かって大きくなる面積拡大部９１を備える。面積拡大部９１は、表面連続部２５より基端方向側に設けられている。また、面積拡大部９１では、外周部２１は先端方向に向かって太くなるテーパ状に形成されている。表面連続部２５より基端方向側に面積拡大部９１を設けることにより、超音波プローブ３の先端以外の部分を細くした状態で、表面連続部２５の表面積が大きくなる。

[0075] また、超音波処置装置１は、ジョー４７を備える。ジョー４７を超音波プローブ３に対して閉じた際に、ジョー４７の先端は、面積拡大部９１の先端より基端方向側に位置している。超音波プローブ３の外周部２１には、ジョー４７に表面が対向するジョー対向部５７が設けられている。

[0076] 図２６は、ジョー４７を超音波プローブ３に対して閉じた状態で、超音波プローブ３及びジョー４７を先端方向側から見た図である。前述のように、本実施形態では、面積拡大部９１を設けることにより、超音波プローブ３の先端以外の部分を細くなる。また、ジョー４７を超音波プローブ３に対して閉じた際に、ジョー４７の先端が、面積拡大部９１の先端より基端方向側に位置している。このため、図２６に示すように、ジョー４７を超音波プローブ３に対して閉じた状態で、ジョー４７の全体を表面連続部２５の外縁より

内周側に位置させることが可能となる。

[0077] 次に、本実施形態の超音波プローブ3及び超音波処置装置1の作用について説明する。上述のように、超音波プローブ3では、面積拡大部91により表面連続部25の表面積が大きくなっている。このため、キャビテーションが効率的に発生し、より効率よく、安全に生体組織の破砕及び切除が行われる。この際、ジョー47を超音波プローブ3に対して閉じることにより、ジョー47の全体を表面連続部25の外縁より内周側に位置させることが可能となる。このため、ジョー47により術者の視野が妨げられない。したがって、超音波吸引の際の視認性が向上する。

[0078] また、超音波処置装置1では、超音波プローブ3のジョー対向部57とジョー47との間で、生体組織の凝固切開が行われる。面積拡大部91を設けることにより、超音波プローブ3の先端以外の部分が細くなる。すなわち、ジョー対向部57が設けられる部位において、超音波プローブ3が細くなる。このため、ジョー47との間で生体組織を把持し易い。また、面積拡大部91では、外周部21は先端方向に向かって太くなるテーパ状に形成されている。このため、面積拡大部91では、外周部21（ジョー対向部57）に血管等の生体組織が引掛かり易い。したがって、ジョー47と超音波プローブ3のジョー対向部57との間で生体組織を把持し易い。

[0079] そこで、前記構成の超音波プローブ3及び超音波処置装置1では、第1の実施形態と同様の効果に加えて、以下の効果を奏する。すなわち、超音波プローブ3では、面積拡大部91により表面連続部25の表面積が大きくなっている。すなわち、キャビテーション現象を活用可能な有効面積が大きくなる。このため、キャビテーションが効率的に発生し、より効率よく、安全に生体組織の破砕及び切除を行うことができる。

[0080] また、超音波処置装置1では、面積拡大部91を設けることにより、超音波プローブ3の先端以外の部分が細くなる。また、ジョー47を超音波プローブ3に対して閉じた際に、ジョー47の先端が、面積拡大部91の先端より基端方向側に位置している。このため、ジョー47を超音波プローブ3に

対して閉じた状態では、ジョー４７の全体を表面連続部２５の外縁より内周側に位置させることが可能となる。したがって、超音波吸引を行う際も、ジョー４７を超音波プローブ３に対して閉じることにより、ジョー４７の全体が表面連続部２５の外縁より内周側に位置する。このため、ジョー４７により術者の視野が妨げられない。したがって、超音波吸引の際の視認性を向上させることができる。

[0081] また、超音波処置装置１では、面積拡大部９１を設けることにより、超音波プローブ３の先端以外の部分が細くなる。すなわち、ジョー対向部５７が設けられる部位において、超音波プローブ３が細くなる。このため、ジョー４７との間で生体組織を把持し易い。したがって、超音波プローブ３のジョー対向部５７とジョー４７との間で、効率よく生体組織の凝固切開を行うことができる。

[0082] （その他の変形例）

なお、第２の実施形態乃至第５の実施形態においても、第１の実施形態の第４の変形例と同様に、表面連続部２５の全体に渡って、親水性コーティング部７６が設けられていることが好ましい。これにより、送水ユニット５３から送水された液体が表面連続部２５の全体に均一に付着する。このため、表面連続部２５の全体を利用して、キャビテーションによりさらに効率よく生体組織を破碎することができる。

[0083] 以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は前記の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形ができることは勿論である。

[0084] 以下、本発明の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

（付記項１）

基端から先端へ超音波振動を伝達する超音波プローブであって、
長手軸に沿って設けられる外周部を備え、一部が吸引通路となる貫通孔が基端から先端まで形成される筒状部材と、

前記筒状部材の前記先端の開口を塞ぎ、前記開口が塞がれた部位に前記外周部の先端を外縁として表面が連続する表面連続部を規定する閉塞部材と、

前記筒状部材に設けられ、前記外周部から前記吸引通路まで延設される吸引孔を規定する孔規定面と、

を具備する超音波プローブ。

[0085] (付記項 2)

長手軸に沿って設けられる外周部を備え、貫通孔が基端から先端まで形成される筒状部材の先端の開口を塞ぎ、前記貫通孔の一部から吸引通路を形成することと、

前記開口が塞がれた部位に、前記外周部の先端を外縁として表面が連続する表面連続部を形成することと、

前記筒状部材の前記外周部から前記吸引通路まで延設される吸引孔を形成することと、

を具備する超音波プローブの製造方法。

請求の範囲

- [請求項1] 基端から先端へ超音波振動を伝達する超音波プローブであって、
長手軸に沿って設けられる外周部と、
長手軸に対して垂直な垂直平面を備え、前記外周部の先端を外縁として表面が連続する状態で設けられる表面連続部であって、前記超音波振動が伝達されることによりキャビテーションを発生する表面連続部と、
前記基端から前記表面連続部より基端方向側の部位まで、前記長手軸に沿って内部に吸引通路を規定する通路規定面と、
前記外周部から前記吸引通路まで延設される吸引孔を規定する孔規定面と、
を具備する超音波プローブ。
- [請求項2] 請求項1の超音波プローブと、
前記超音波プローブが挿通されるシースと、
を具備し、
前記超音波プローブの前記孔規定面は、前記シースの先端より先端方向側に位置する超音波処置装置。
- [請求項3] 一部が前記吸引通路となる貫通孔が基端から先端まで形成される筒状部材と、
前記筒状部材の前記先端の開口を塞ぐことにより、前記表面が連続する前記表面連続部を形成する閉塞部材と、
をさらに具備する請求項1の超音波プローブ。
- [請求項4] 前記筒状部材は、内周面の先端部に設けられる第1のネジ部を備え、
前記閉塞部材は、前記第1のネジ部と螺合することにより、前記筒状部材の前記先端の前記開口を塞ぐ第2のネジ部を備える請求項3の超音波プローブ。
- [請求項5] 前記表面連続部より前記基端方向側に設けられ、前記長手軸に垂直

な断面での前記外周部で囲まれた面積が前記先端方向に向かって大きくなる面積拡大部をさらに具備する請求項 1 の超音波プローブ。

[請求項6]

請求項 5 の超音波プローブと、

前記超音波プローブの先端部に対して開閉可能に設けられ、前記超音波プローブの前記先端部との間で生体組織を把持可能なジョーであって、前記超音波プローブに対して閉じた際に前記面積拡大部の先端より基端方向側に先端が位置するジョーと、

を具備し、

前記超音波プローブの前記外周部は、前記ジョーに表面が対向する状態で設けられるジョー対向部を備える超音波処置装置。

[請求項7]

前記表面連続部は、先端面である前記垂直平面と、前記長手軸に平行でなく、かつ、前記垂直平面に対して傾斜した状態で前記垂直平面の基端方向側に設けられる傾斜平面とを備える請求項 1 の超音波プローブ。

[請求項8]

請求項 1 の超音波プローブと、

前記超音波プローブの先端部に対して開閉可能に設けられ、前記超音波プローブの前記先端部との間で生体組織を把持可能なジョーと、

を具備し、

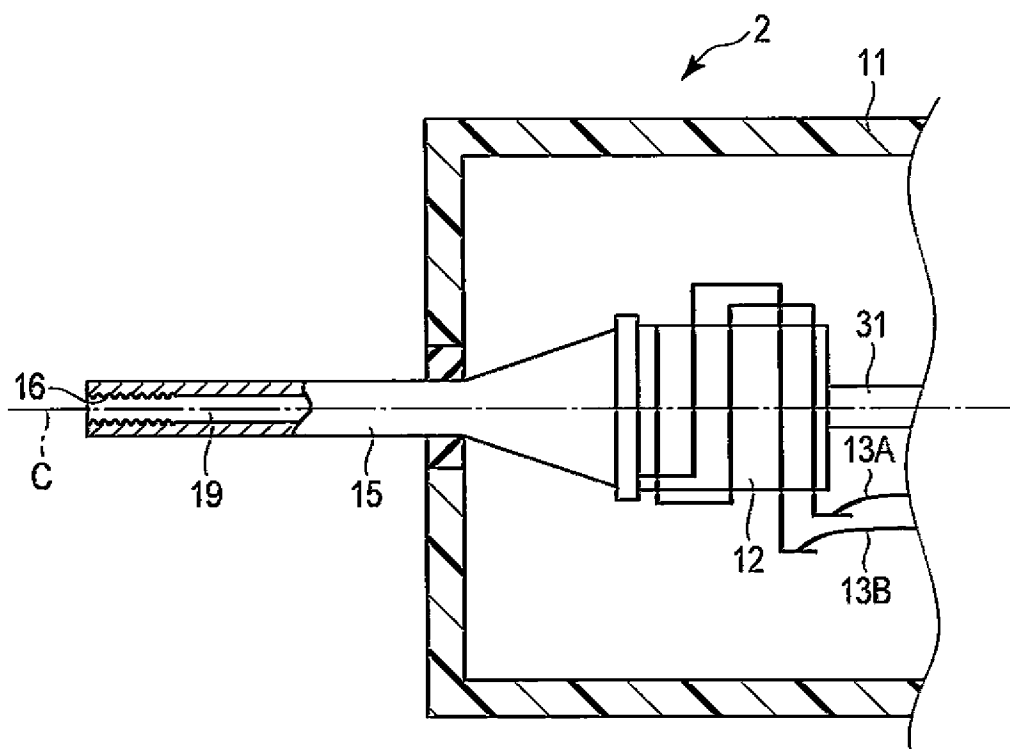
前記超音波プローブの前記外周部は、前記ジョーに表面が対向する状態で設けられるジョー対向部を備え、

前記長手軸に垂直な断面において前記ジョー対向部は、前記ジョーが前記超音波プローブに対して閉じた際に前記ジョーが当接するジョー当接部と、前記ジョーが前記超音波プローブに対して閉じた際に前記ジョーが当接しないジョー非当接部とを備える超音波処置装置。

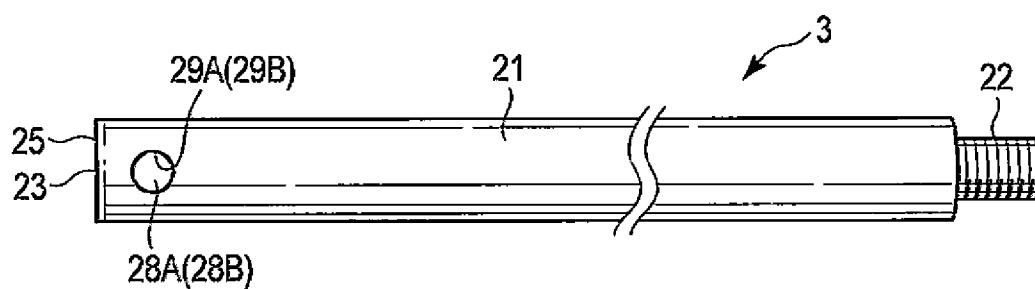
[請求項9]

前記表面連続部の全体に渡ってコーティングされる親水性コーティング部をさらに具備する請求項 1 の超音波プローブ。

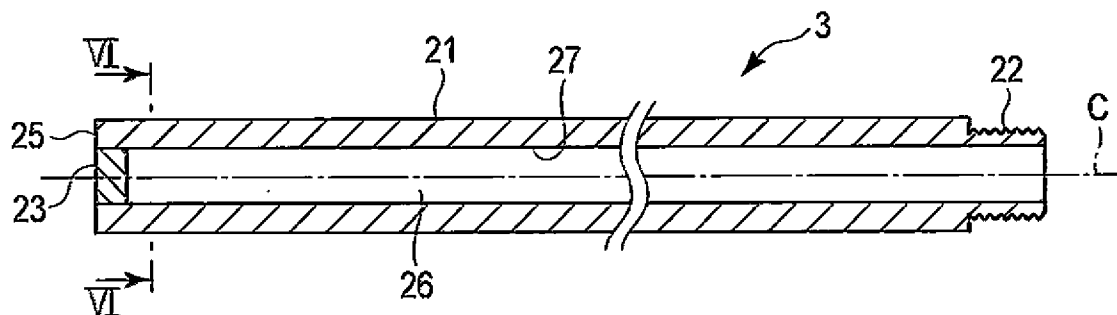
[図2]



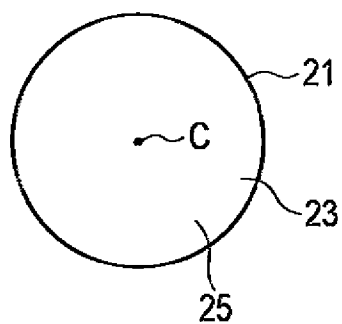
[図3]



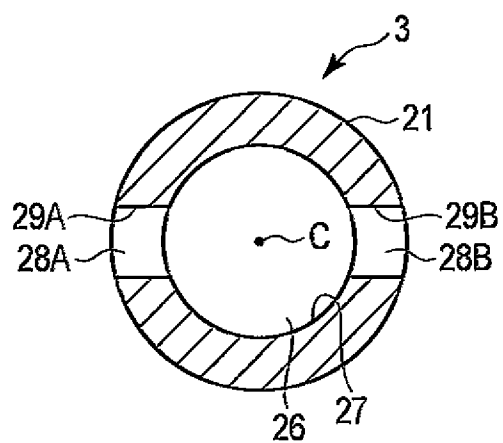
[図4]



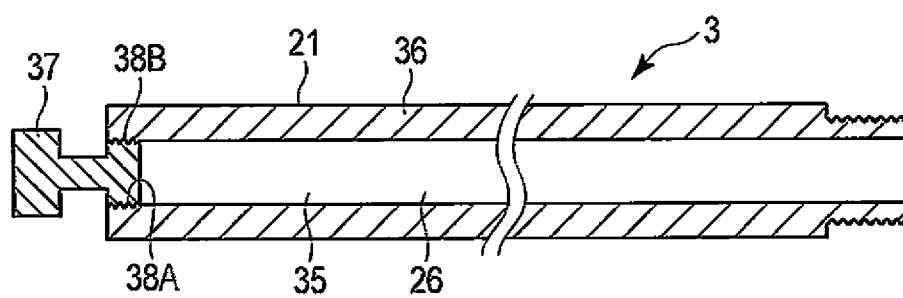
[図5]



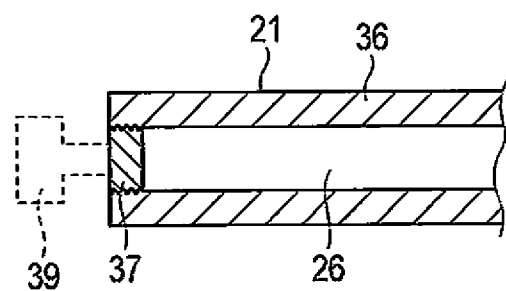
[図6]



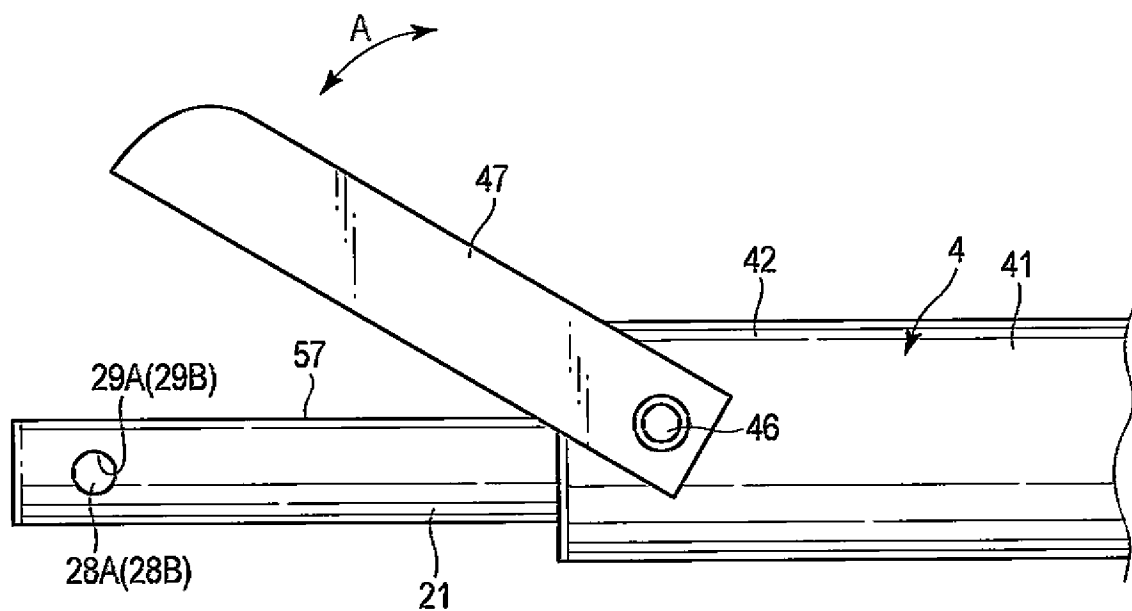
[図7]



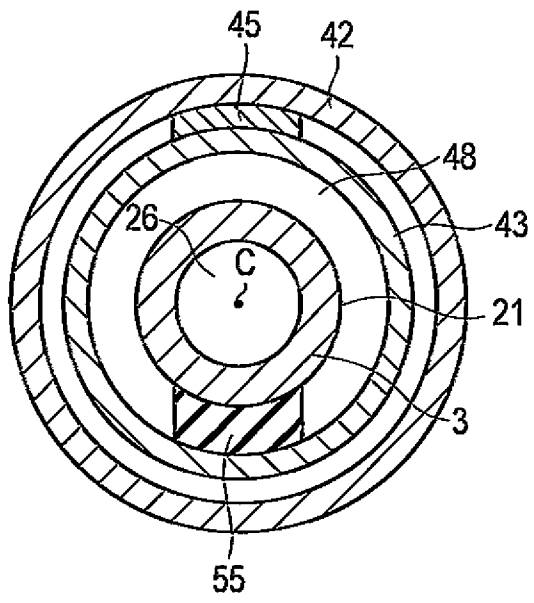
[図8]



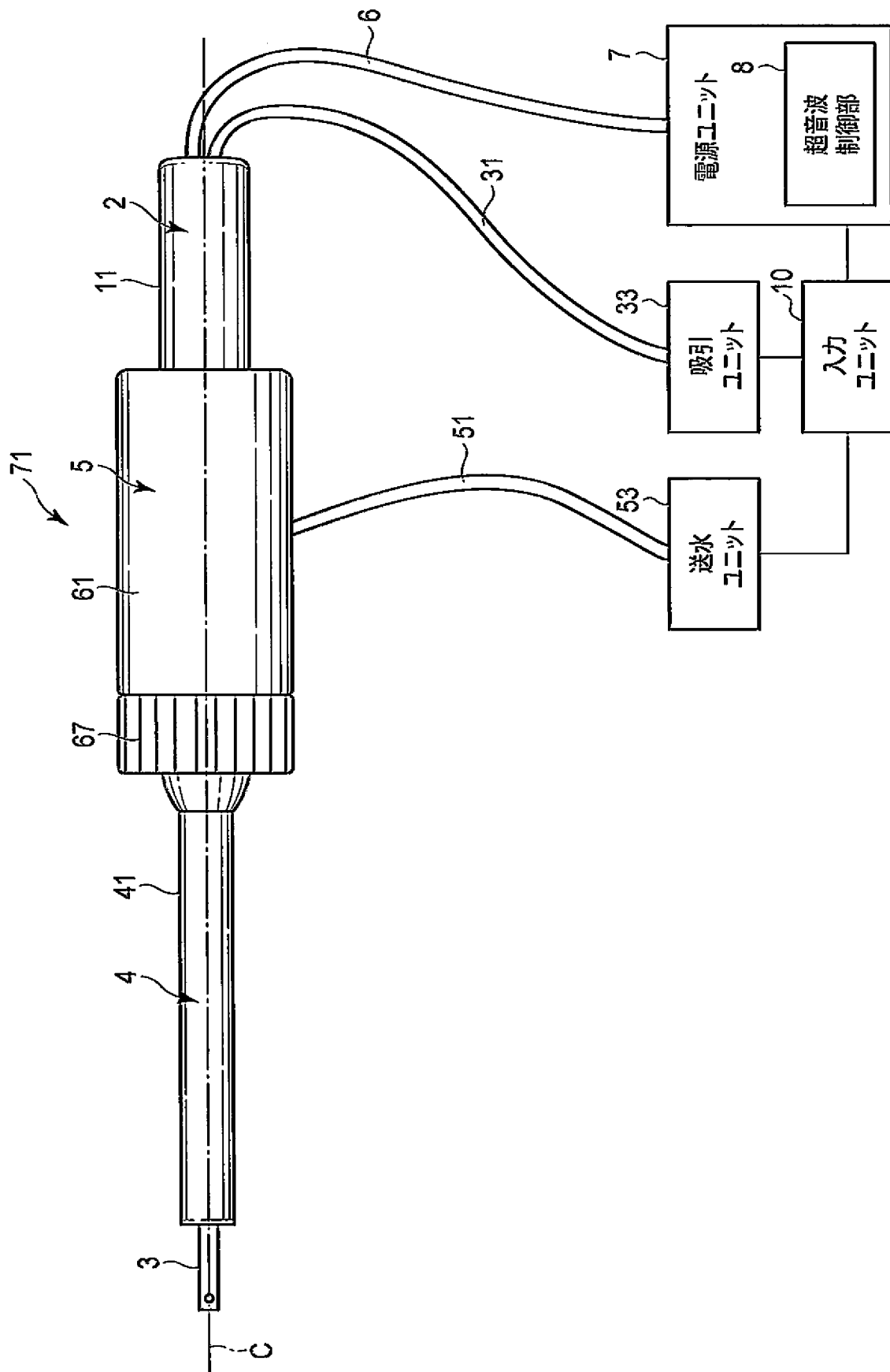
[図9]



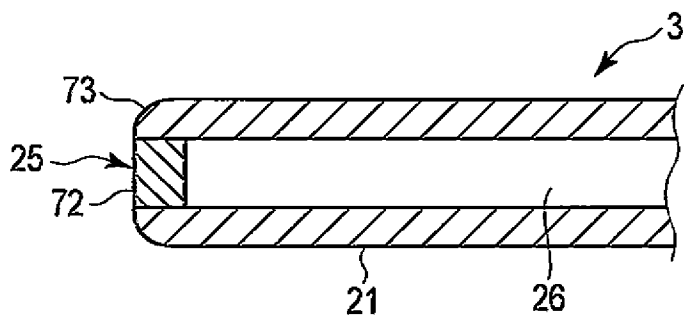
[図12]



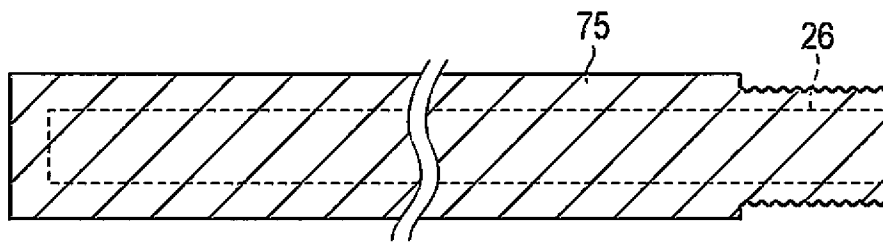
[図13]



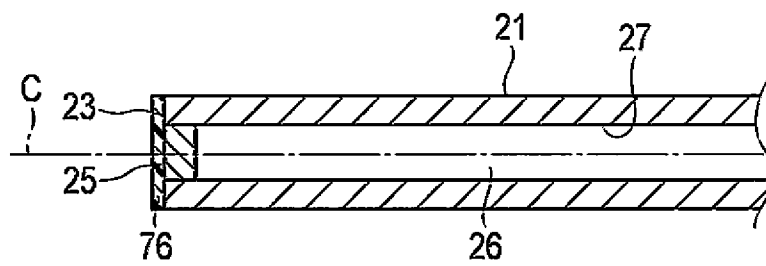
[図14]



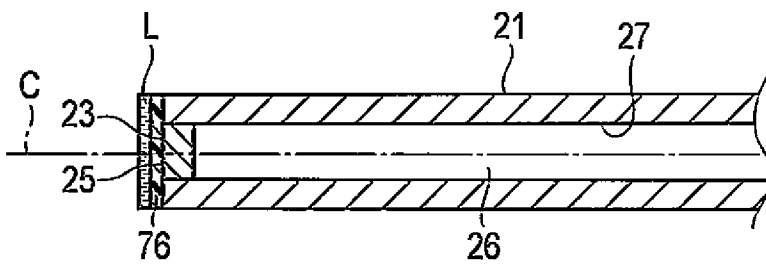
[図15]



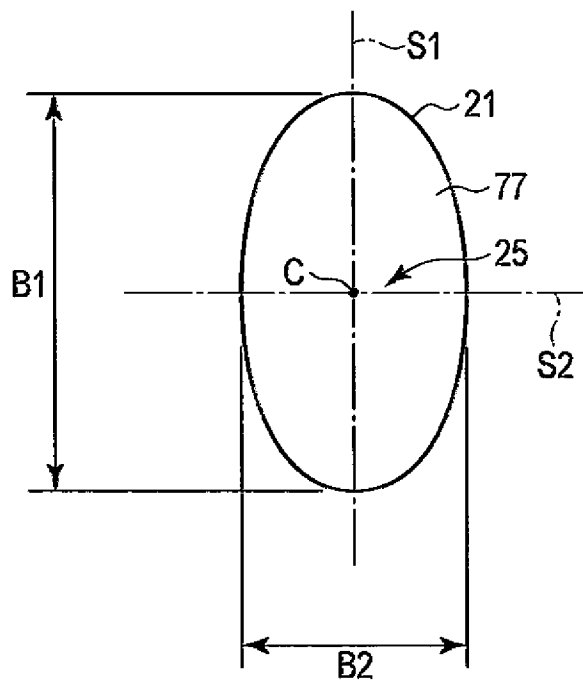
[図16]



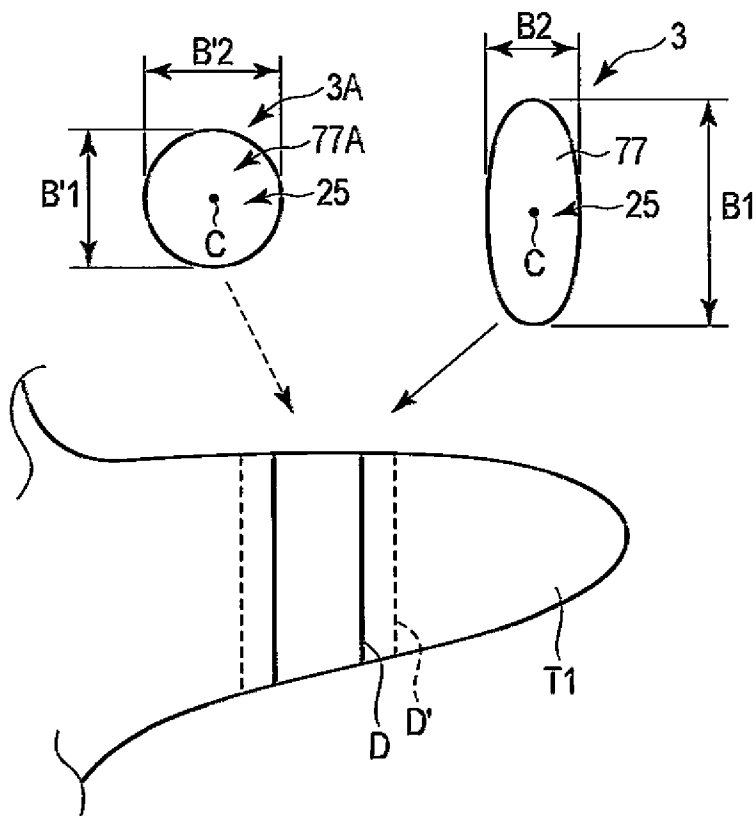
[図17]



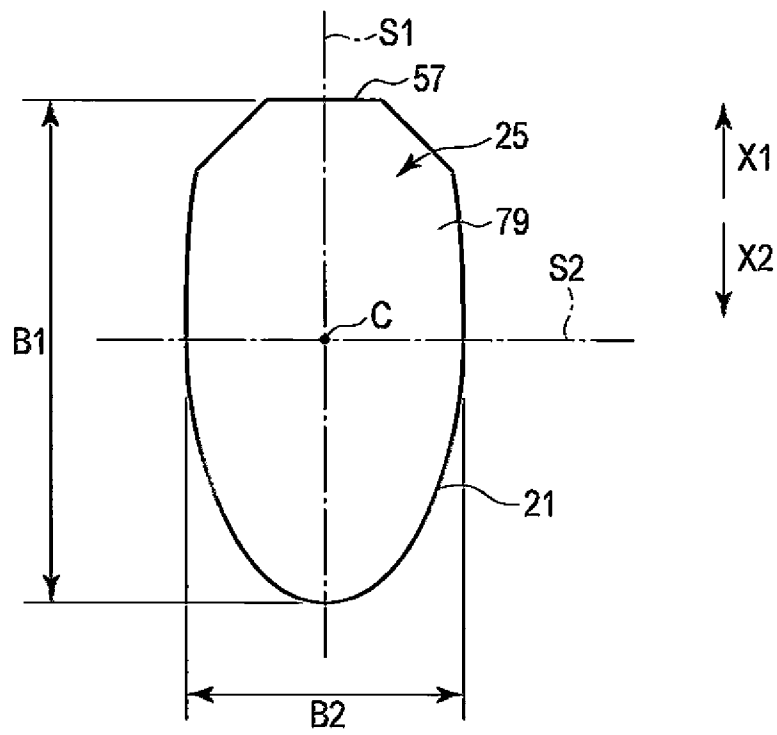
[図18]



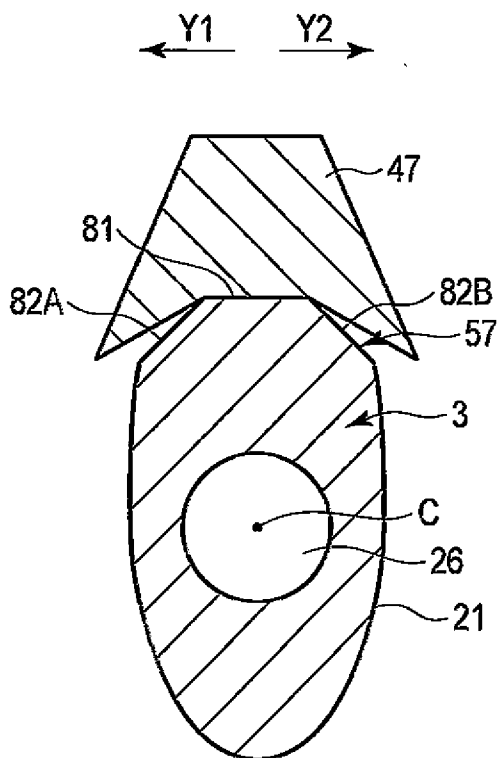
[図19]



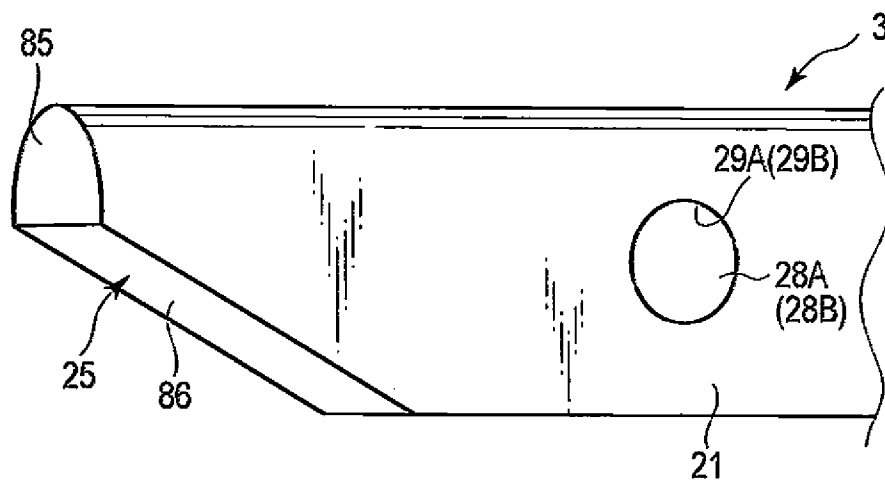
[図20]



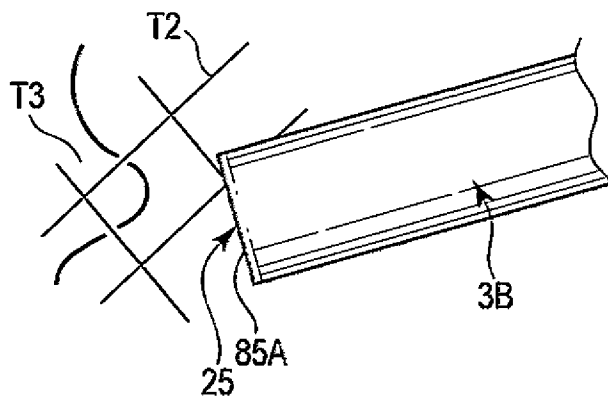
[図21]



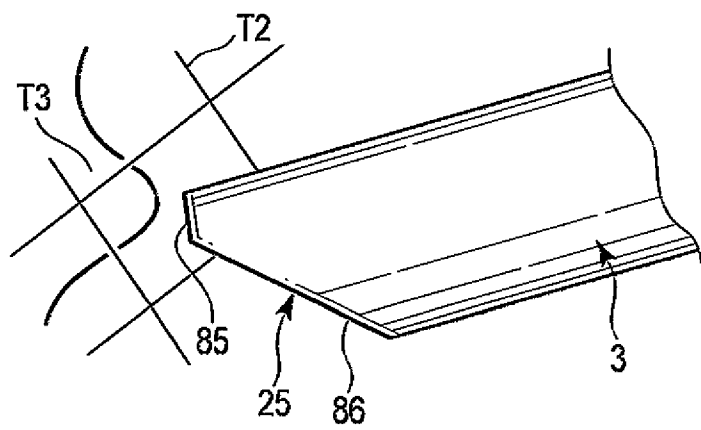
[図22]



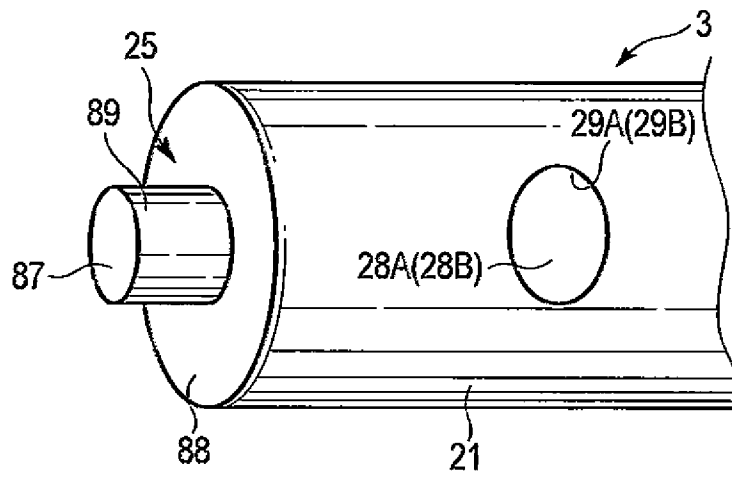
[図23A]



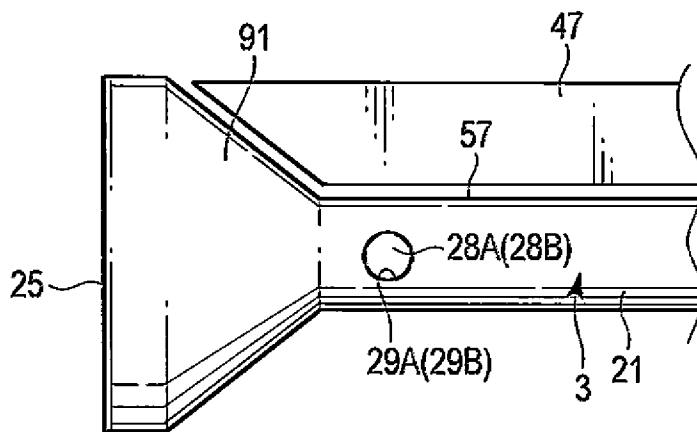
[図23B]



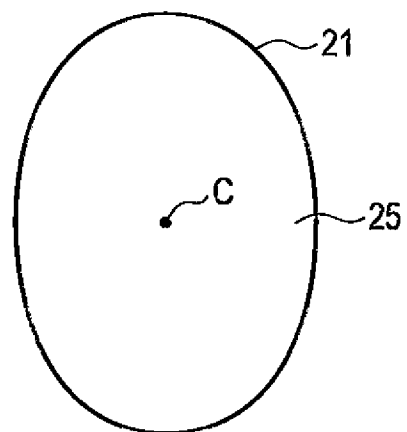
[図24]



[図25]



[図26]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/053695

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/00 (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)

A61B18/00

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 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

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.
Y	JP 61-259654 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 November 1986 (17.11.1986), page 3, upper right column, line 10 to page 3, lower right column, line 18; fig. 4 (Family: none)	1-9
Y	JP 2008-538299 A (Misonix Inc.), 23 October 2008 (23.10.2008), paragraphs [0039], [0041], [0051]; fig. 1 to 2 & US 2006/0241470 A1 & WO 2006/101661 A2 & CA 2602485 A	1-9

☒ 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
15 March, 2012 (15.03.12)Date of mailing of the international search report
27 March, 2012 (27.03.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/053695

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 8-505801 A (Ultracision, Inc.), 25 June 1996 (25.06.1996), page 18, lines 11 to 18; page 21, lines 4 to 11; page 22, lines 8 to 10; page 27, lines 1 to 3; fig. 8n & US 5322055 A & EP 1125555 A1 & WO 1994/016631 A1	5, 6
Y	JP 2001-502216 A (Ethicon Endo-Surgery Inc.), 20 February 2001 (20.02.2001), page 19, line 26 to page 20, line 2; fig. 6 & US 5989274 A & WO 1998/016154 A1	7
Y	WO 2007/097330 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 30 August 2007 (30.08.2007), paragraphs [0049] to [0053]; fig. 9, 10 & EP 1987793 A1	8
Y	JP 2006-512149 A (Cybersonics, Inc.), 13 April 2006 (13.04.2006), paragraph [0019] & US 2004/0127925 A1 & EP 1581125 A & WO 2004/060141 A2	9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B18/00(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（I P C））

Int.Cl. A61B18/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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
Y	JP 61-259654 A（オリンパス光学工業株式会社）1986.11.17, 第3ページ右上欄第10行-第3ページ右下欄第18行, 第4図（ファミリーなし）	1-9
Y	JP 2008-538299 A（ミソニクス インコーポレイテッド） 2008.10.23, 段落 0039, 0041, 0051, 第1-2図 & US 2006/0241470 A1 & WO 2006/101661 A2 & CA 2602485 A	1-9

☒ 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

の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

1 5 . 0 3 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

2 7 . 0 3 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

角田 貴章

3 I

3 6 2 2

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

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 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ページ第11-18行, 第21ページ第4-11行, 第22 ページ第8-10行, 第27ページ第1-3行, 第8n図 & US 5322055 A & EP 1125555 A1 & WO 1994/016631 A1	5, 6
Y	JP 2001-502216 A (エチコン・エンドーサージェリー・インコーポ レーテッド) 2001.02.20, 第19ページ第26行-第20ページ第2行, 第6図 & US 5989274 A & WO 1998/016154 A1	7
Y	WO 2007/097330 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.08.30, 段落 0049-0053, 第9, 10図 & EP 1987793 A1	8
Y	JP 2006-512149 A (サイバーソニックス・インコーポレーテッド) 2006.04.13, 段落 0019 & US 2004/0127925 A1 & EP 1581125 A & WO 2004/060141 A2	9