

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-11987

(P2008-11987A)

(43) 公開日 平成20年1月24日(2008.1.24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 O	4 C O 6 O
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 O	
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 O	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-184663 (P2006-184663)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年7月4日(2006.7.4)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用処置具

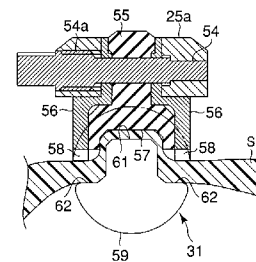
(57) 【要約】

【課題】 生体組織に対して強い把持力で把持して超音波振動と高周波電流により生体組織を凝固・切開できる外科用処置具を提供する。

【解決手段】 第1の把持部材25と、第1の把持部材25に対して開閉可能に設けられ、該第1の把持部材25との間で生体組織Sを把持する第2の把持部材59と、第1もしくは第2の把持部材の一方に設けられ、超音波振動子と接続されて超音波振動する超音波振動部と、第1もしくは第2の把持部材の他方に設けられ、超音波振動部と対向し、該超音波振動部との間で生体組織を押圧する押圧部としてのパッド部材55を有する超音波凝固切開手段と、第1の把持部材に設けられた第1電極部56と第2の把持部材59に設けられた第2電極部62とから構成され、該第1電極部と第2電極部とを対向して設けて生体組織を凝固する高周波凝固手段とを具備したことを特徴とする。

【選択図】 図8

図 8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の把持部材と、

前記第 1 の把持部材に対して開閉可能に設けられ、該第 1 の把持部材との間で生体組織を把持する第 2 の把持部材と、

前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の一方に設けられ、超音波振動子と接続されて超音波振動する超音波振動部と、

前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の他方に設けられ、前記超音波振動部と対向し、該超音波振動部との間で生体組織を押圧する押圧部を有する超音波凝固切開手段と、

前記第 1 の把持部材に設けられた第 1 電極部と前記第 2 の把持部材に設けられた第 2 電極部とから構成され、該第 1 電極部と第 2 電極部とを対向して設けて生体組織を凝固する高周波凝固手段と、

を具備したことを特徴とする外科用処置具。

【請求項 2】

第 1 の把持部材と、

前記第 1 の把持部材に対して開閉可能に設けられ、該第 1 の把持部材との間で生体組織を把持する第 2 の把持部材と、

前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の一方に設けられ、超音波振動子と接続されて超音波振動する超音波振動部と、

前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の他方に設けられ、前記超音波振動部と対向し、該超音波振動部との間で生体組織を押圧する押圧部を有する超音波凝固切開手段と、

前記第 1 の把持部材に設けられた第 1 電極部と前記第 2 の把持部材に設けられた第 2 電極部とから構成され、前記第 1 と第 2 の把持部材との把持操作によって前記超音波凝固切開手段を構成する押圧部と前記超音波振動部とが接合したとき、前記第 1 電極部と第 2 電極部との間に隙間が形成される位置関係にある生体組織を凝固する高周波凝固手段と、

を具備したことを特徴とする外科用処置具。

【請求項 3】

互い対向する前記第 1 電極部と第 2 電極部の接離方向は、前記第 1 の把持部材と第 2 の把持部材の開閉方向と一致していることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の外科用処置具。

【請求項 4】

前記押圧部と前記超音波振動部との切開接合面と、前記第 2 電極部の凝固接合面は、前記第 1 と第 2 の把持部材の開閉方向に離間していることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の外科用処置具。

【請求項 5】

前記第 2 の把持部材に設けられ、前記押圧部と対向する前記超音波振動部の切開接合面と前記第 2 電極部の生体組織との凝固接合面は、連続しない面に設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の外科用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を把持した後、超音波振動と高周波電流により生体組織を凝固・切開する外科用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

外科用処置具としての超音波振動を用いる超音波処置具や高周波電流を用いる高周波処置具が知られている。超音波処置具は、超音波振動によって発熱させて生体組織を凝固・切開を行うことができる。高周波処置具は、通電されている電極を生体組織に接触させることによって凝固・切開を行うことができる。

また、超音波振動による処置と高周波電流による処置とを組合わせた外科用処置装置は

10

20

30

40

50

、例えば、特許文献 1～3 で知られている。この外科用処置装置は、操作部に設けた超音波振動子で発生した超音波振動を振動伝達部材を介して超音波プローブの先端部に伝達させると共に、この超音波プローブに対して回動自在なジョーを備え、超音波プローブとの間で生体組織を把持するようになっている。さらに、外部に設けた高周波電源から超音波プローブに高周波電流を流し、把持した生体組織に高周波電流を流して凝固・切開を行うようになっている。

【特許文献 1】特開 2003-79633 号公報

【特許文献 2】特開 2004-129870 号公報

【特許文献 3】特開 2004-216180 号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、特許文献 1 は、超音波振動を発生する丸棒状のホーンと、このホーンに対して開閉する断面円弧状の開閉カバーとによって生体組織を把持し、ホーンからの超音波振動と開閉カバーに設けた電極からの高周波電流によって生体組織を凝固・切開するようになっている。したがって、丸棒状のホーンと、断面円弧状の開閉カバーとによって生体組織を把持する構造であり、把持方向に沿った面で生体組織を把持することになり、強い把持力（圧縮力）が得られないという問題がある。

特許文献 2 及び 3 は、超音波振動を発生する丸棒状のホーンと、このホーンに対して開閉する把持部材とによって生体組織を把持し、ホーンからの超音波振動と把持部材に設けた電極からの高周波電流によって生体組織を凝固・切開するようになっている。したがって、丸棒状のホーンと把持部材とで生体組織を把持する構造であり、把持部材の把持方向に対して曲面で受けて生体組織を把持することになり、強い把持力（圧縮力）が得られないという問題がある。

20

本発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、生体組織を確実に強い把持力で把持して凝固・切開でき、処置時間を短縮できる外科用処置具を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0004】

この発明は、前記目的を達成するために、請求項 1 は、第 1 の把持部材と、前記第 1 の把持部材に対して開閉可能に設けられ、該第 1 の把持部材との間で生体組織を把持する第 2 の把持部材と、前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の一方に設けられ、超音波振動子と接続されて超音波振動する超音波振動部と、前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の他方に設けられ、前記超音波振動部と対向し、該超音波振動部との間で生体組織を押圧する押圧部を有する超音波凝固切開手段と、前記第 1 の把持部材に設けられた第 1 電極部と前記第 2 の把持部材に設けられた第 2 電極部とから構成され、該第 1 電極部と第 2 電極部とを対向して設けて生体組織を凝固する高周波凝固手段と、を具備したことを特徴とする外科用処置具にある。

30

請求項 2 は、第 1 の把持部材と、前記第 1 の把持部材に対して開閉可能に設けられ、該第 1 の把持部材との間で生体組織を把持する第 2 の把持部材と、前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の一方に設けられ、超音波振動子と接続されて超音波振動する超音波振動部と、前記第 1 もしくは第 2 の把持部材の他方に設けられ、前記超音波振動部と対向し、該超音波振動部との間で生体組織を押圧する押圧部を有する超音波凝固切開手段と、前記第 1 の把持部材に設けられた第 1 電極部と前記第 2 の把持部材に設けられた第 2 電極部とから構成され、前記第 1 と第 2 の把持部材との把持操作によって前記超音波凝固切開手段を構成する押圧部と前記超音波振動部とが接合したとき、前記第 1 電極部と第 2 電極部との間に隙間が形成される位置関係にある生体組織を凝固する高周波凝固手段と、を具備したことを特徴とする外科用処置具にある。

40

請求項 3 は、請求項 1 または 2 の互い対向する前記第 1 電極部と第 2 電極部の接離方向は、前記第 1 の把持部材と第 2 の把持部材の開閉方向と一致していることを特徴とする。

50

請求項４は、請求項１または２の前記押圧部と前記超音波振動部との切開接合面と、前記第２電極部の凝固接合面は、前記第１と第２の把持部材の開閉方向に離間していることを特徴とする。

請求項５は、請求項１または２の前記第２の把持部材に設けられ、前記押圧部と対向する前記超音波振動部の切開接合面と前記第２電極部の生体組織との凝固接合面は、連続しない面に設けられていることを特徴とする。

【発明の効果】

【０００５】

本発明によれば、第１と第２の把持部材とで生体組織を把持した際に強い把持力が得られ、目的部位を確実に凝固・切開でき、処置時間を短縮できるという効果がある。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【０００６】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【０００７】

図１～図８は、第１の実施形態を示し、図１は外科用処置具としての超音波処置具の全体構成図である。図１に示すように、超音波処置具１０は、操作部１１と、この操作部１１に着脱可能な挿入部１２及び操作部１１の後方から挿入部１２に対して着脱可能に挿入される振動子ユニット１３とから構成されている。

【０００８】

操作部１１について説明すると、円筒状のケーシング１４ａを有する操作部本体１４が設けられ、この操作部本体１４の基端部には振動子ユニット１３が接続される振動子接続部１５が設けられている。操作部本体１４にはケーシング１４ａと一体に固定ハンドル１６が設けられている。

20

【０００９】

また、操作部本体１４には枢支軸１７を支点として回動可能な可動ハンドル１８が設けられている。固定ハンドル１６には術者が親指以外の複数の指を選択的に差し込める指掛け孔１６ａが設けられ、可動ハンドル１８には同じ手の親指を掛ける指掛け孔１８ａが設けられている。さらに、操作部本体１４の上部には高周波接続用の第１電極ピン１９と第２電極ピン２０が突設され、高周波電源装置（図示しない）と接続できるようになっている。

30

挿入部１２について説明すると、挿入シース２１が操作部本体１４に着脱可能に接続されている。この挿入シース２１は、外周面を絶縁層２２ｂで被覆した導電性材料からなる管状部材２２によって形成されている。この管状部材２２の先端部には保持部材２２ａが設けられ、この保持部材２２ａには処置部２３が設けられている。この処置部２３には保持部材２２ａに対して枢支ピン２４によって上下方向に回動自在に枢支した第１の把持部材２５が設けられている。

【００１０】

振動子ユニット１３について説明すると、操作部本体１４の振動子接続部１５に着脱可能に連結される振動子ケーシング２６が設けられている。この振動子ケーシング２６には超音波振動を発生する超音波振動子が内蔵されている。振動子ケーシング２６の先端部にはユニット連結部２７が設けられ、このユニット連結部２７にはリング部材の一部を切り離してＣ字状に形成した係合リング２８が装着されている。ユニット連結部２７には超音波振動伝達部材としてのプローブ２９が着脱可能に設けられている。プローブ２９の基端部にはユニット連結部２７にねじ込まれる取付けねじ部３０が設けられ、先端部には超音波振動部を構成するプローブ先端部３１が設けられている。そして、振動子ユニット１３のプローブ２９を前記挿入シース２１に挿入したとき、プローブ先端部３１が保持部材２２ａから前方に突出し、処置部２３を構成するようになっている。なお、３２は振動子ケーシング２６に接続された超音波用電気ケーブルである。

40

図２～図４を参照して操作部１１の内部構造について説明する。図２及び図３は超音波処置具の操作部の縦断側面図、図４は図２のＡ－Ａ線に沿う断面図である。操作部本体１

50

4のケーシング14aは合成樹脂材料等の絶縁部材によって形成され、第2電極ピン20が取付けられる電極取付け部33が設けられている。第2電極ピン20は、中間部が絶縁カバー34で被覆され、先端部はプラグ(図示しない)が接続される接続部20aに、基端部はケーシング14aの内部の接続部材35に電氣的に接続する接点部20bに形成されている。

【0011】

操作部本体14の基端部の内周面には雌ねじ部36が設けられ、この雌ねじ部36には接続部材35と固定リング37が螺合固定されている。接続部材35の内部にはこれと同心的に導電筒38が設けられている。この導電筒38の先端部には導電性部材で弾性を有するシリコンゴムでリング状に形成したプローブ保持部材39が設けられている。このプローブ保持部材39は、前記振動子ユニット13のプローブ29が操作部本体14に挿入されたとき、プローブ29と密着して第2電極ピン20とプローブ29とが電氣的に導通されるようになっている。

10

【0012】

導電筒38の外周には操作部本体14の前後方向に絶縁部材で形成された円筒状のスライダ取付け部材40が設けられている。スライダ取付け部材40の先端部には連結筒41が連結ピン42によって着脱可能に連結され、この連結筒41のさらに先端部にはプローブ29が挿通される主チャンネル管42aが接続されている。主チャンネル管42aは管状部材22に内挿されており、この管状部材22の基端部には円筒状の導電部材43が設けられている。この導電部材43にはプローブ保持部材39の外側を覆う円筒状の導電延長部44と導電ゴム170を介して導通可能に接続されている。

20

【0013】

さらに、操作部本体14のケーシング14aに突設された第1電極ピン19のピン本体19aはその中間部が絶縁カバー45で被覆され、先端部はプラグ(図示しない)が接続される接続部19bに、基端部はケーシング14aの内部の突出する接続ピン46が設けられている。接続ピン46には板ばねを略C字状に湾曲した接点板47の中間部が固定され、この接点板47の両端部には導電延長部44を両外側面に弾性的に接触する接点47aが設けられている。そして、第1電極ピン19は、接点板47を介して導電部材43の導電延長部44に電氣的に導通し、導電部材43から管状部材22に電氣的に導通するようになっている。

30

また、操作部本体14の内部に設けられたプローブ保持部材39にはスライダ48が前後方向にスライド自在に設けられ、このスライダ48は制限ばね49によって操作部本体14に後方に付勢されている。このスライダ48は操作部本体14に枢支軸17を支点として回動可能な可動ハンドル18と連結ピン50を介して連結され、可動ハンドル18によってスライダ48を介してスライダ取付け部材40が進退し、この進退運動は連結筒41を介して挿入シース21に内挿された駆動ロッド51に伝達されるようになっている。すなわち、可動ハンドル18の矢印a方向の回動によって駆動ロッド51が挿入シース21の内部を前進するようになっている。

次に、図5～図7を参照して処置部23の構成を説明する。図5は処置部を示し、(a)は平面図、(b)は縦断側面図、図6は処置部を示し、(a)は図5のB-B線に沿う断面図、(b)はC-C線に沿う断面図、(c)はD-D線に沿う断面図、図7は処置部の横断面図である。

40

【0014】

管状部材22の先端部に設けられた保持部材22aに枢支ピン24によって回動可能に設けられた第1の把持部材25は、生体組織を把持しやすいように平面視で、挿入シース21の軸心より左側に僅かに湾曲して設けられている。この第1の把持部材25は、基端側の把持部本体25aと先端側の超音波処置部材25bとからなり、把持部本体25aが枢支ピン24によって保持部材22aに枢支されている。そして、把持部本体25aの基端部には連結ピン53が設けられ、この連結ピン53に駆動ロッド51の先端部が連結されている。

50

【0015】

把持部本体25aの先端部は二股状に形成され、その切欠部51aにはねじ部54aを有する枢支ピン54がねじ込み固定され、この枢支ピン54に超音波処置部材25bが上下方向に回動自在に枢支されている。したがって、超音波処置部材25bは第1の把持部材25と同方向に回動可能である。この超音波処置部材25bは、押圧部を形成するパッド部材55と、このパッド部材55の両側に左右対称に設けたサンドイッチ形状の第1電極部56とから構成されている。パッド部材55は、例えばPTFE（登録商標）等の低摩擦材料で形成され、生体組織の把持面側には凹溝57が形成されている。第1電極部56の生体組織の把持面側には生体組織と滑ることなく把持できるように略鋸歯状の歯部58が形成され、歯部58はパッド部材55より把持面側に突出している。

10

このように構成された第1の把持部材25には、前記振動子ユニット13のプローブ29を挿入シース21に挿入したとき、プローブ先端部31が保持部材22aから前方に突出して対向する。そして、このプローブ先端部31は第1の把持部材25とで生体組織を把持する第2の把持部材59を構成している。すなわち、第2の把持部材59は、丸棒状のプローブ先端部31を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第1の把持部材25の凹溝57に対向する把持面61と左右の第1電極部56（歯部58）に対向する第2電極部62が設けられている。

【0016】

第2の把持部材59の第2電極部62は、第1の把持部材25と遠ざかる方向にあり、把持面61と段差を有している。しかも、把持面61が第1の把持部材25の凹溝57に接触したとき、第2電極部62は第1電極部56（歯部58）に対して隙間gが形成される位置関係にあり、第1電極部56と第2電極部62との短絡を防止していることが特徴である。

20

したがって、第1の把持部材25を第2の把持部材59に対して接近する方向に回動（把持操作）したとき、まず第1の把持部材25の凹溝57に対して第2の把持部材59の把持面61が接触し、続いて第1電極部56と第2電極部56とが接近するようになっている。

【0017】

また、前記駆動ロッド51の操作によって第1の把持部材25が枢支ピン24を支点として回動し、生体組織を把持する方向に回動して第2の把持部材59とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材25の凹溝57は把持面61と面接触して切開接合面となる。また、左右の歯部58は第2電極部62と略平行の面に対向する凝固接合面となる。つまり、第1と第2の把持部材25、59の開閉方向と直交する方向に切開接合面と凝固接合面があり、生体組織に対して強い把持力が得られることが特徴である。

30

さらに、第1と第2の把持部材25、59の開閉方向と直交する方向に切開接合面と凝固接合面を設けることにより、プローブ先端部31によって構成される第2の把持部材59が第1の把持部材25より左右方向の両側に張り出さない細径な構造となり、体腔内の狭い腔部に挿入して処置できるように構成されていることも特徴である。

次に、前述のように構成された超音波処置具10の作用について説明する。

例えば、血管封止を目的とした処置を行うために、腹腔に穿刺したトラカール（図示しない）を介して超音波処置具10の挿入部12を腹腔内に挿入する。操作部11の固定ハンドル16と可動ハンドル18とに手指を掛け、固定ハンドル16に対して可動ハンドル18を矢印a方向に回動すると、駆動ロッド51を前進させることができる。駆動ロッド51が前進すると、枢支ピン24を支点として第1の把持部材25が回動し、第2の把持部材59に対して第1の把持部材25を接近させることができる。

40

したがって、生体組織の目的の部位に挿入部12の処置部23をアプローチし、第2の把持部材59に対して第1の把持部材25を閉じると、図8に示すように、生体組織Sは第1と第2の把持部材25、59間に把持される。つまり、生体組織Sは第1の把持部材25の凹溝57と把持面61との間の切開接合面に把持されるとともに、その把持部分の両側は第1電極部56と第2電極部62との間の凝固接合面で把持される。このとき、第

50

1と第2の把持部材25, 59の把持方向と切開接合面及び凝固接合面が同一方向となるため生体組織Sに対する強い把持力が得られ、しかも第1電極部56には歯部58が設けられているため生体組織Sが滑って逃げることも無く確実に把持できる。

この状態で、振動子ユニット13の超音波振動子を駆動すると、超音波振動がプローブ29を介してプローブ先端部31に伝達され、第2の把持部材59が超音波振動する。この超音波振動は、第1と第2の把持部材25, 59とで把持された生体組織Sに伝達され、接触部位に摩擦熱が発生して凝固が開始されるとともに、凝固切開が開始される。

【0018】

さらに、高周波電源から操作部11の第1電極ピン19に高周波電流を流すと、第1電極ピン19→接点板47→導電延長部44→導電部材43→管状部材22→第1の把持部材25→第1電極部56に流れる。さらに、高周波電流は、第1電極部56から生体組織Sを介して第2電極部62に流れ、第2電極部62→プローブ先端部31→プローブ29→プローブ保持部材39→導電筒38→接続部材35→第2電極ピン20の順に流れて高周波電源装置に帰還される。

したがって、生体組織Sに高周波電流が流れて凝固が進み、生体組織Sが徐々に薄くなり、生体組織Sは第1の把持部材25の凹溝57と把持面61との間で切開されるとともに、第1電極部56と第2電極部62との間で凝固される。生体組織Sが血管の場合、切開部位の近傍が第1電極部56と第2電極部62との間で凝固されて止血状態となっているため、血管封止を目的とした処置が完了する。

さらに、第1の把持部材25が枢支ピン24を支点として回動し、生体組織Sを第2の把持部材59とで把持したとき、第1の把持部材25の凹溝57と把持面61とが面接触し、また、左右の歯部58は第2電極部62と略平行の面に対向する凝固接合面となるため、生体組織Sに対する十分な把持力が得られる。したがって、超音波振動と高周波電流との併用による凝固能力を上げることができ、処置時間も短縮できる。

なお、超音波と高周波を併用するタイミングは同時でも良いし、切開を優位にする場合は超音波を先行させても良いし、凝固を優位にする場合は高周波を先行させても良い。

図9は第2の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図9(a)は処置部の縦断側面図、(b)はE-E線に沿う断面図である。本実施形態は、第1の把持部材71におけるパッド部材72の両側に、第1の把持部材71の回動方向の軸線CLに対して角度(例えば、45°)を持った傾斜面73aを有する第1電極部73を設けたものである。この第1電極部73の生体組織の把持面側には生体組織と滑ることなく把持できるように略鋸歯状の歯部74が形成されている。

さらに、第1の把持部材71とで生体組織を把持する第2の把持部材75は、丸棒状のプローブ先端部31を鍛造、切削等の加工によって非円形(略八角形)に形成され、第1の把持部材71に対向する把持面76と左右の第1電極部73(歯部74)に対向する傾斜面77aを有する第2電極部77が設けられている。第2電極部77は把持面76より第1と第2の把持部材71、75との把持方向から退避して連続しない面に設けられ、しかも、把持面76が第1の把持部材71のパッド部材72に接触したとき、第2電極部77は第1電極部73(歯部74)に対して隙間gが形成される位置関係にある。

そして、第1の把持部材71を生体組織を把持する方向に回動して第2の把持部材75とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材71のパッド部材72は把持面76と面接触して切開接合面となる。また、左右の歯部74は第2電極部77と略平行の面に対向する凝固接合面となる。つまり、第1と第2の把持部材71, 75の開閉方向(軸線CL)と直交する方向に切開接合面があり、凝固接合面は略45°の傾斜しており、生体組織に強い把持力が得られるようになっている。さらに、プローブ先端部31によって構成される第2の把持部材75が第1の把持部材71より左右方向の両側に張り出さない細径な構造であり、体腔内の狭い腔部に挿入して処置できるように構成されている。

【0019】

図10は第3の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説

10

20

30

40

50

明を省略する。図10(a)は処置部の縦断側面図、(b)はF-F線に沿う断面図である。本実施形態は、第1の把持部材81におけるパッド部材82の両側に、第1の把持部材81の回動方向の軸線CLに沿って平行に突出する板状の第1電極部83を設けたものである。この第1電極部83の生体組織の把持面側には生体組織と滑ることなく把持できるように略鋸歯状の歯部84が形成されている。さらに、第1の把持部材81とで生体組織を把持する第2の把持部材85は、丸棒状のプロブ先端部31を鍛造、切削等の加工によって断面矩形状に形成され、第1の把持部材81に対向する把持面86を有する第2電極部87が設けられている。第2電極部87は把持面86より第1と第2の把持部材81、85との把持方向から退避して連続しない面に設けられ、しかも、把持面86が第1の把持部材81のパッド部材82に接触したとき、第2電極部87は第1電極部83(歯部84)に対して隙間gが形成される位置関係にある。 10

そして、第1の把持部材81を生体組織を把持する方向に回動して第2の把持部材85とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材81のパッド部材82は把持面86と面接触して切開接合面となる。また、左右の第1電極部83は第2電極部87と略平行の面に対向する凝固接合面となる。つまり、第1と第2の把持部材81、85の開閉方向(軸線CL)と直交する方向に切開接合面があり、凝固接合面は略平行面にあり、生体組織に強い把持力が得られる。さらに、プロブ先端部31によって構成される第2の把持部材85が第1の把持部材81より左右方向の両側に張り出さない構造であり、体腔内の狭い腔部に挿入して処置できるように構成されている。

【0020】

図11は第4の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図11(a)は処置部の縦断側面図、(b)はG-G線に沿う断面図である。本実施形態は、第2の把持部材88のみが第1の実施形態と異なるもので、第1の把持部材25とで生体組織を把持する第2の把持部材88は、丸棒状のプロブ先端部31を鍛造、切削等の加工によって断面非円形に形成され、第1の把持部材25のパッド部材55の凹溝57に対向する断面が略山形状に突出する把持面89が設けられている。さらに、把持面89の左右には第1電極部56(歯部58)に対向する平坦面を有する第2電極部90が設けられている。第2電極部90は把持部材当接部25cが保持部材当接部22cと接触したとき、第1電極部56(歯部58)に対して隙間gが形成される位置関係にある。 30

そして、第1の把持部材25を生体組織を把持する方向に回動して第2の把持部材88とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材25のパッド部材55は把持面89と隙間hが形成される。また、把持面89の左右の第1電極部56は第2電極部90と略平行の面に対向する凝固接合面となる。つまり、第1と第2の把持部材25、88の開閉方向と直交する方向に切開接合面があり、凝固接合面は略平行面にあり、生体組織に強い把持力が得られるようになっている。さらに、プロブ先端部31によって構成される第2の把持部材88が第1の把持部材25より左右方向の両側に張り出さない構造であり、体腔内の狭い腔部に挿入して処置できるように構成されている。

【0021】

本実施形態では、パッド部材55と把持面89は接触しないため、生体組織を切開する際は、生体組織と把持面89が強く接触する方向にテンションを与える必要があるが、パッド部材55が磨耗することが無くなるため、耐性が向上する。 40

図12は第5の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図12(a)は処置部の斜視図、(b)は処置状態の横断面図である。本実施形態は、第1の把持部材91は平板状に形成され、この把持面側には凸円弧状のパッド部材92が設けられている。第1の把持部材91におけるパッド部材92の両側には第1電極部93が設けられている。第1の把持部材91とで生体組織Sを把持する第2の把持部材94は、丸棒状のプロブ先端部31を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第1の把持部材91に対向する把持面95はパッド部材92と嵌合するように凹円弧状に形成され、把持面95の左右には第1電極部93に対向する稜線からなる第2電極 50

部 9 6 が設けられている。

【0022】

そして、第 1 の把持部材 9 1 を生体組織 S を把持する方向に回動して第 2 の把持部材 9 4 とで生体組織 S を把持する位置関係にあるとき、第 1 の把持部材 9 1 のパッド部材 9 2 は把持面 9 5 と面接触して切開接合面となる。また、左右の第 1 電極部 9 3 は第 2 電極部 9 6 と略平行の面に対向する凝固接合面となり、生体組織 S に強い把持力が得られるようになっている。本実施形態によると、プローブ先端部 3 1 を第 1 の把持部材 9 1 よりも小型にすることができ、全体として細径化が可能となる。

図 1 3 は第 6 の実施形態を示し、第 1 の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図 1 3 は処置部の斜視図である。本実施形態は、第 1 の把持部材 1 0 1 は断面が略半円状で、把持面側には凹溝 1 0 2 が形成され、この凹溝 1 0 2 にはパッド部材 1 0 3 が埋設されている。第 1 の把持部材 1 0 1 におけるパッド部材 1 0 3 の両側には第 1 電極部 1 0 4 が設けられている。第 1 の把持部材 1 0 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 0 5 は、丸棒状のプローブ先端部 3 1 を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第 1 の把持部材 1 0 1 に対向する把持面 1 0 6 はパッド部材 1 0 3 と接触する例えば波形の凹凸部に形成され、この把持面 1 0 6 の左右には第 1 電極部 1 0 4 に対向する平坦面からなる第 2 電極部 1 0 7 が設けられている。

10

【0023】

そして、第 1 の把持部材 1 0 1 を生体組織を把持する方向に回動して第 2 の把持部材 1 0 5 とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第 1 の把持部材 1 0 1 のパッド部材 1 0 3 は把持面 1 0 6 と部分的に接触して切開接合面となる。また、左右の第 1 電極部 1 0 4 は第 2 電極部 1 0 7 と略平行の面に対向する凝固接合面となり、生体組織に強い把持力が得られるようになっている。本実施形態によると、第 1 電極部 1 0 4 に滑り止めの歯を設ける必要が無くなるため、より安定した凝固が可能となる。

20

図 1 4 は第 7 の実施形態を示し、第 1 の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図 1 4 (a) は処置部の斜視図、(b) は H-H 線に沿う断面図である。本実施形態は、第 1 の把持部材 1 1 1 は断面が円柱状で、把持面側には逆三角形状の凹溝 1 1 2 が形成され、この凹溝 1 1 2 にはパッド部材 1 1 3 が埋設されている。第 1 の把持部材 1 1 1 におけるパッド部材 1 1 3 の両側には V 字状に突出する第 1 電極部 1 1 4 が設けられている。第 1 の把持部材 1 1 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 1 5 は、丸棒状のプローブ先端部 3 1 を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第 1 の把持部材 1 1 1 に対向する把持面 1 1 6 はパッド部材 1 1 3 と接触する三角形状の凸部に形成され、この把持面 1 1 6 の左右には第 1 電極部 1 1 4 に対向する V 字状の凹部からなる第 2 電極部 1 1 7 が設けられている。

30

【0024】

そして、第 1 の把持部材 1 1 1 を生体組織を把持する方向に回動して第 2 の把持部材 1 1 5 とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第 1 の把持部材 1 1 1 のパッド部材 1 1 3 は把持面 1 1 6 と線接触して切開接合面となる。また、左右の第 1 電極部 1 1 4 は第 2 電極部 1 1 7 と複数面で接触する凝固エリアが広い凝固接合面となる。

【0025】

図 1 5 は第 8 の実施形態を示し、第 1 の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図 1 5 は処置部の横断面図である。本実施形態は、第 1 の把持部材 1 2 1 はパッド部材 1 2 2 を挟む一对の部材によって形成され、パッド部材 1 2 2 とともに断面が凹円弧状で、把持面側には凹円弧状の凹溝 1 2 3 が形成されている。第 1 の把持部材 1 2 1 におけるパッド部材 1 2 2 の両側には平坦面からなる第 1 電極部 1 2 4 と第 2 電極部 1 2 7 が設けられている。第 1 の把持部材 1 2 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 2 5 は、丸棒状のプローブ先端部 3 1 によって形成され、第 1 の把持部材 1 2 1 に対向する把持面 1 2 6 はパッド部材 1 2 2 と接触する凸円弧状に形成されている。

40

【0026】

そして、第 1 の把持部材 1 2 1 を生体組織を把持する方向に回動して第 2 の把持部材 1

50

25とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材121のパッド部材122は把持面126と面接触して切開接合面となる。また、把持面126の左右の第1電極部124及び第2電極部127は凝固面となり、生体組織の圧縮された部分に高周波が通電するようになっている。

【0027】

図16は第9の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図16は処置部の斜視図である。本実施形態は、第1の把持部材131は2分割され、これら第1の把持部材131は基端部が保持部材22aの山形面に対して枢支軸132を支点として回動自在に枢支されている。第1の把持部材131の片側にはパッド部材133が設けられ、第1の把持部材131とともに丸棒状のプロープ先端部31の軸心31aに向って回動するようになっている。そして、第1の把持部材131のプロープ先端部31に対面する側には第1電極部134が設けられている。なお、第1の把持部材131は付勢ばね等によって開方向に付勢され、管状部材22の軸方向に前進するシース部材等によって内側に押付けられて閉方向に回動するようにしてもよい。

さらに、第1の把持部材131とで生体組織を把持する第2の把持部材135は、丸棒状のプロープ先端部31を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第1の把持部材131のパッド部材133に対向する把持面136は稜線によって形成され、把持面136の左右には傾斜面137aを有する第2電極部137が設けられている。

【0028】

そして、第1の把持部材131を生体組織を把持する方向に回動して第2の把持部材135とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材131のパッド部材133は把持面136と接触して切開接合面となる。また、左右の第1電極部134は第2電極部137と略平行の面に対向する凝固接合面となる。つまり、第1と第2の把持部材131、135の開閉方向はプロープ先端部31の半径方向となり、この開閉方向と直交する方向に凝固接合面があり、生体組織に強い把持力が得られるようになっている。

【0029】

図17は第10の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図17は処置部の横断面図である。本実施形態は、第2の把持部材138のみが第1の実施形態と異なるもので、第1の把持部材25とで生体組織を把持する第2の把持部材138は、丸棒状のプロープ先端部31を鍛造、切削等の加工によって断面非円形に形成され、第1の把持部材25のパッド部材55の凹溝57に対向する凸状部からなる把持面139と左右の第1電極部56（歯部58）に対向する平坦面を有する第2電極部140が設けられている。第2電極部140は把持面139が第1の把持部材25のパッド部材55に接触したとき、第1電極部56（歯部58）に対して隙間gが形成される位置関係にある。さらに、第2の把持部材138の凸状部からなる把持面139は絶縁コーティングによって絶縁層141が形成され、第2電極部140は絶縁コーティングされていない構造である。したがって、第1電極部56と第2電極部140の面積を略同じにして電流密度を高くし、効率的の凝固できるようにしている。

図18は第11の実施形態を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図18は処置部の横断面図である。本実施形態の第1の把持部材151は、パッド部材152を挟んで左右に第1電極部153を設けたサンドイッチ構造の外側には合成樹脂材料からなる絶縁ブロック154が一体的に設けられている。絶縁ブロック154は第1電極部153より把持方向に突出しており、この絶縁ブロック154の突出部には歯部155が形成されている。

【0030】

第1の把持部材151とで生体組織を把持する第2の把持部材156は、丸棒状のプロープ先端部31を鍛造、切削等の加工によって非円形に形成され、第1の把持部材151に対向する把持面157はパッド部材152と接触する凸部に形成され、この把持面157の左右には第1電極部153に対向する傾斜面158aを有する第2電極部158が設けられている。

10

20

30

40

50

【0031】

そして、第1の把持部材151を生体組織を把持する方向に回転して第2の把持部材156とで生体組織を把持する位置関係にあるとき、第1の把持部材151のパッド部材152は把持面157と接触して切開接合面となる。また、把持面157の左右の第1電極部153は第2電極部158と対向して凝固接合面となるように構成されている。本実施形態によると、プローブ先端部31に横方向の力等が加わった場合でも、第1電極153と接触することは無いので、プローブ先端部31の耐性向上に繋がる。

図19は開示例を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図19(a)は処置部の縦断側面図、(b)はI-I線に沿う断面図である。第1の把持部材161は断面が矩形状の部材であり、その把持面側には鋸歯状の歯部162が形成されている。第1の把持部材161には軸方向に凹溝163が設けられ、この凹溝163には第1電極部164が埋設されている。第1の把持部材161における第1電極部164の両側にはパッド部材165が設けられている。第1の把持部材161とで生体組織を把持する第2の把持部材166は、丸棒状のプローブ先端部31によって形成され、第1の把持部材161に対向する把持面167はパッド部材165と接触するようになっている。把持面167の左右には第1電極部164に対向する円弧面からなる第2電極部168が設けられている。

【0032】

そして、第1の把持部材161を生体組織を把持する方向に回転して第2の把持部材166とで生体組織を把持したとき、歯部162が生体組織に接触し、第1の把持部材161のパッド部材164は把持面167と部分的に接触して切開接合面となる。また、左右の第1電極部165は第2電極部168と対向する凝固接合面となるように構成されている。

【0033】

なお、この発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組合せにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の第1の実施形態の超音波処置具を示す全体構成図。

【図2】同実施形態の超音波処置具の操作部の縦断側面図。

【図3】同実施形態の超音波処置具の操作部の縦断側面図。

【図4】図2のA-A線に沿う断面図。

【図5】同実施形態の処置部を示し、(a)は平面図、(b)は縦断側面図。

【図6】(a)は図5のB-B線に沿う断面図、(b)はC-C線に沿う断面図、(c)はD-D線に沿う断面図。

【図7】同実施形態の処置部の横断面図。

【図8】同実施形態の処置部の横断面図。

【図9】本発明の第2の実施形態を示し、(a)は処置部の縦断側面図、(b)はE-E線に沿う断面図。

【図10】本発明の第3の実施形態を示し、(a)は処置部の縦断側面図、(b)はF-F線に沿う断面図。

【図11】本発明の第4の実施形態を示し、(a)は処置部の縦断側面図、(b)はG-G線に沿う断面図。

【図12】本発明の第5の実施形態を示し、(a)は処置部の斜視図、(b)は横断面図。

【図13】本発明の第6の実施形態を示し、処置部の斜視図。

【図14】本発明の第7の実施形態を示し、(a)は処置部の斜視図、(b)はH-H線

10

20

30

40

50

に沿う断面図。

【図 1 5】 本発明の第 8 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 1 6】 本発明の第 9 の実施形態を示し、処置部の斜視図。

【図 1 7】 本発明の第 1 0 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 1 8】 本発明の第 1 1 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 1 9】 開示例を示し、(a) は処置部の斜視図、(b) は I - I 線に沿う断面図。

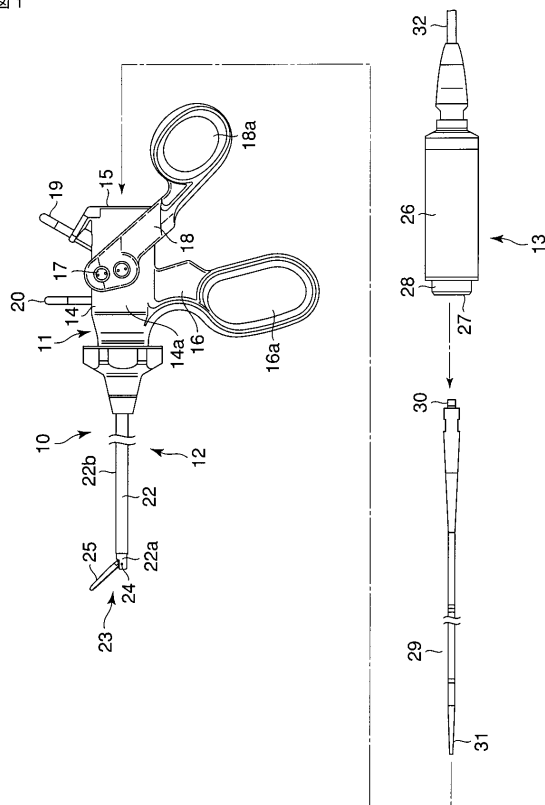
【符号の説明】

【0 0 3 5】

1 1 … 操作部、1 2 … 挿入シース、1 3 … 振動子ユニット、2 3 … 処置部、2 5 … 第 1 の把持部材、5 5 … パッド部材（押圧部）、5 6 … 第 1 電極部、5 9 … 第 2 の把持部材、10 6 2 … 第 2 電極部

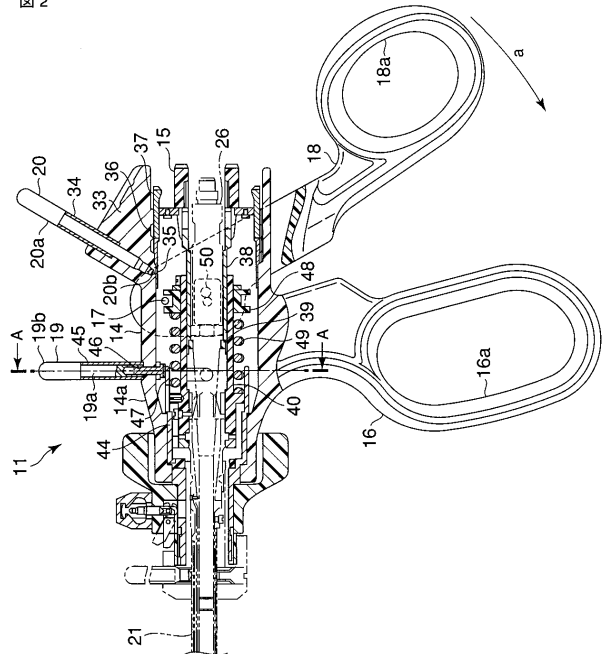
【図 1】

図 1



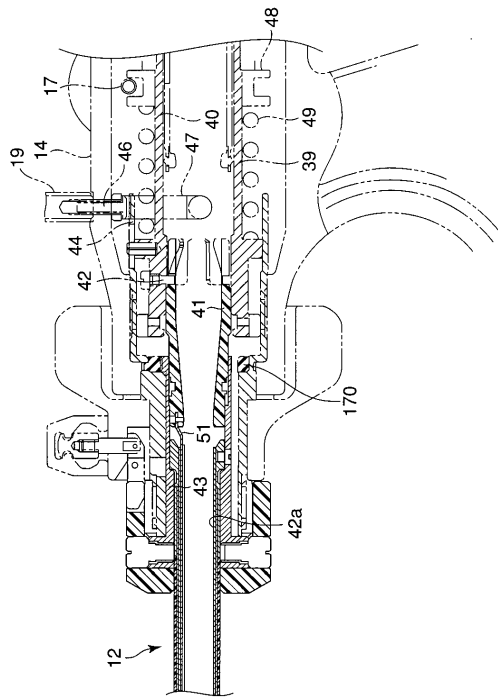
【図 2】

図 2



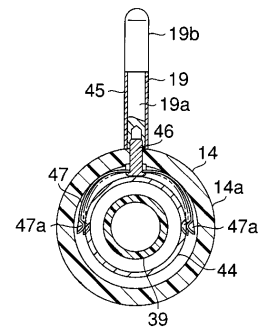
【図 3】

図 3



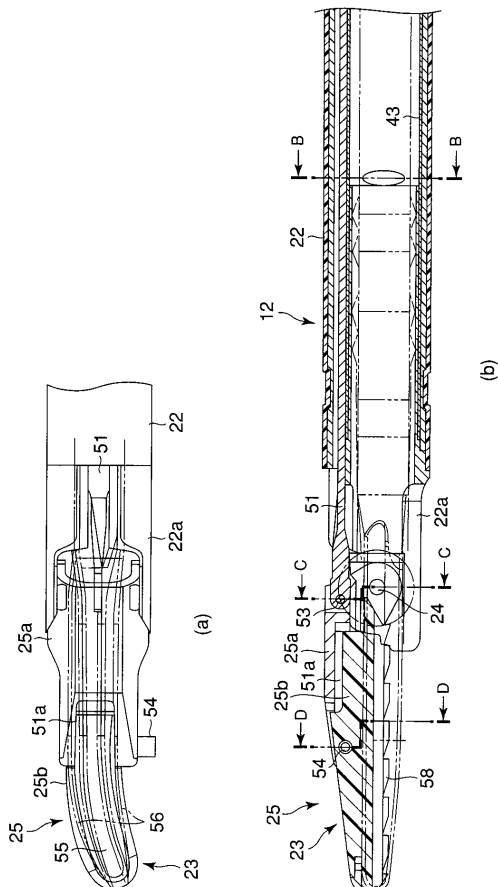
【図 4】

図 4



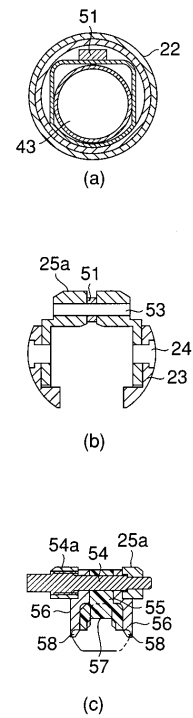
【図 5】

図 5



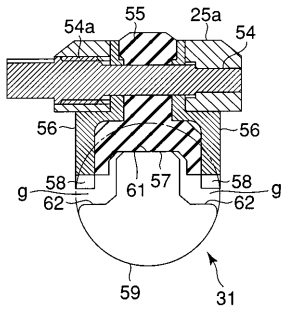
【図 6】

図 6



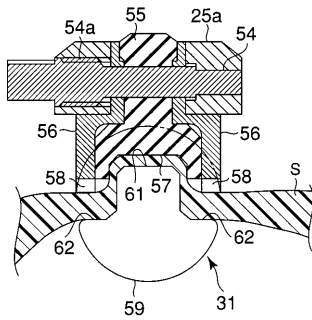
【図 7】

図 7



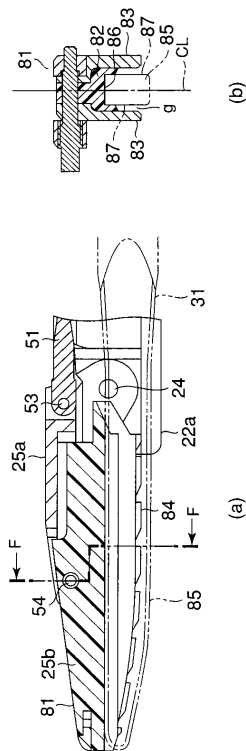
【図 8】

図 8



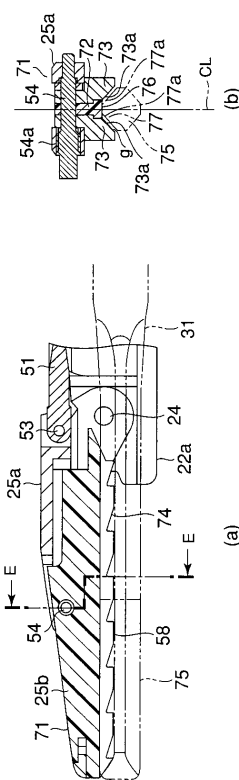
【図 10】

図 10



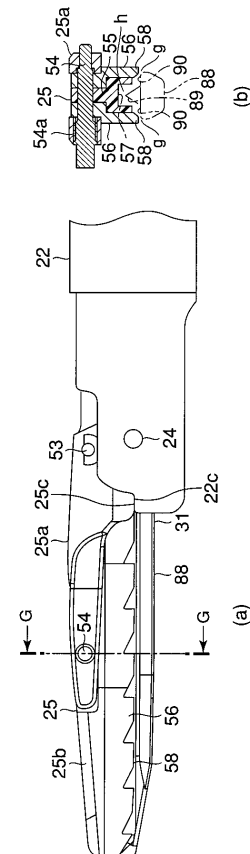
【図 9】

図 9



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 増田 信弥

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 宮澤 太郎

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 谷口 一徳

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 岡部 洋

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C060 GG24 JJ13 KK04 KK06 KK10 KK15 MM24

专利名称(译)	外科用处置具		
公开(公告)号	JP2008011987A	公开(公告)日	2008-01-24
申请号	JP2006184663	申请日	2006-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	増田 信弥 宮澤 太郎 谷口 一徳 岡部 洋		
发明人	増田 信弥 宮澤 太郎 谷口 一徳 岡部 洋		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12 A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B18/1445 A61B2017/320093 A61B2017/320095 A61B2018/0019 A61B2018/00589 A61B2018/146 A61N1/328 A61N7/02		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.320 A61B17/28.310 A61B17/28 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG24 4C060/JJ13 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/MM24 4C160/GG24 4C160/JJ13 4C160/JJ42 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK39 4C160/KL01 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM33		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP4157574B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种手术器械，用于抓住具有强力夹持力的生物组织，并通过超声波振动和高频电流凝结和切割生物组织。

ZSOLUTION: 该手术器械包括: 第一夹紧构件25;第二夹紧构件59, 其可打开/可关闭地设置在第一夹紧构件25上, 并夹住生物组织S在其自身和第一夹紧构件25之间;超声波振动部分, 设置在第一或第二夹紧构件之一上, 连接到超声波振动器并进行超声波振动;超声波凝固/切开装置, 设置在第一或第二夹紧装置中的另一个上, 与超声波振动部分相对, 并具有垫部件55作为推动部分, 用于在其自身和超声波振动部分之间推动生物组织;第一电极部分56设置在第一夹紧构件中;第二夹持构件59设置在第二夹持构件59中;其特征在于具有高频凝固装置, 该凝固装置具有与第二电极部分相对的第一电极部分, 并凝结生物组织。 Z

