

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4157574号
(P4157574)

(45) 発行日 平成20年10月1日 (2008. 10. 1)

(24) 登録日 平成20年7月18日 (2008. 7. 18)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

A 6 1 B 18/12 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

A 6 1 B 17/28 (2006. 01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-184663 (P2006-184663)
 (22) 出願日 平成18年7月4日 (2006. 7. 4)
 (65) 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)
 審査請求日 平成20年3月5日 (2008. 3. 5)

(73) 特許権者 304050923
 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4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) 【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と、

前記超音波振動部と前記押圧部との間に設けられた切開面を有した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、

前記第1電極部と前記第2電極部との間に設けられかつ前記切開面以外の位置に設けられた凝固面を有し、該第1電極部と前記第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

10

20

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と、

前記超音波振動部と前記押圧部との間に設けられた切開面を有した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、

前記第 1 電極部と前記第 2 電極部との間に設けられた凝固面を有し、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とともに、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したとき、前記第 1 電極部と前記第 2 電極部の間に隙間を形成する位置関係にあ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】

前記凝固面は、前記切開面以外の位置に設けられていることを特徴とする請求項 2 記載の外科用処置具。

【請求項 4】

前記超音波凝固切開手段を構成する押圧部と超音波振動部の把持面は、凹部と凸部の組み合わせからなり、生体組織を把持したとき、生体組織が屈曲されて前記把持面に面接触す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 の把持部材は、前記第 1 の把持部材より左右方向の両側に張り出さない構造であ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、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転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】

【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

10

20

30

40

50

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。

10

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】

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と、前記超音波振動部と前記押圧部との間に設けられた切開面を有した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、前記第 1 電極部と前記第 2 電極部との間に設けられかつ前記切開面以外の位置に設けられた凝固面を有し、該第 1 電極部と前記第 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。

20

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と、前記超音波振動部と前記押圧部との間に設けられた切開面を有した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、前記第 1 電極部と前記第 1 電極部との間に設けられた凝固面を有し、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とともに、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したとき、前記第 1 電極部と前記第 2 電極部の間に隙間を形成する位置関係にあ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 3 は、前記凝固面は、前記切開面以外の位置に設けられていることを特徴とする請求項 2 記載の外科用処置具である。

40

請求項 4 は、前記超音波凝固切開手段を構成する押圧部と超音波振動部の把持面は、凹部と凸部の組み合わせからなり、生体組織を把持したとき、生体組織が屈曲されて前記把持面に面接触す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である。

請求項 5 は、前記第 2 の把持部材は、前記第 1 の把持部材より左右方向の両側に張り出さない構造であ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である。

【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。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 0 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 0 7 】

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 1 0 は、操作部 1 1 と、この操作部 1 1 に着脱可能な挿入部 1 2 及び操作部 1 1 の後方から挿入部 1 2 に対して着脱可能に挿入される振動子ユニット 1 3 とから構成されている。

【 0 0 0 8 】

操作部 1 1 について説明すると、円筒状のケーシング 1 4 a を有する操作部本体 1 4 が設けられ、この操作部本体 1 4 の基端部には振動子ユニット 1 3 が接続される振動子接続部 1 5 が設けられている。操作部本体 1 4 にはケーシング 1 4 a と一体に固定ハンドル 1 6 が設けられている。

10

【 0 0 0 9 】

また、操作部本体 1 4 には枢支軸 1 7 を支点として回動可能な可動ハンドル 1 8 が設けられている。固定ハンドル 1 6 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 1 6 a が設けられ、可動ハンドル 1 8 には同じ手の親指を掛ける指掛け孔 1 8 a が設けられている。さらに、操作部本体 1 4 の上部には高周波接続用の第 1 電極ピン 1 9 と第 2 電極ピン 2 0 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。

挿入部 1 2 について説明すると、挿入シース 2 1 が操作部本体 1 4 に着脱可能に接続されている。この挿入シース 2 1 は、外周面を絶縁層 2 2 b で被覆した導電性材料からなる管状部材 2 2 によって形成されている。この管状部材 2 2 の先端部には保持部材 2 2 a が設けられ、この保持部材 2 2 a には処置部 2 3 が設けられている。この処置部 2 3 には保持部材 2 2 a に対して枢支ピン 2 4 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 2 5 が設けられている。

20

【 0 0 1 0 】

振動子ユニット 1 3 について説明すると、操作部本体 1 4 の振動子接続部 1 5 に着脱可能に連結される振動子ケーシング 2 6 が設けられている。この振動子ケーシング 2 6 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 2 6 の先端部にはユニット連結部 2 7 が設けられ、このユニット連結部 2 7 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 2 8 が装着されている。ユニット連結部 2 7 には超音波振動伝達部材としてのプローブ 2 9 が着脱可能に設けられている。プローブ 2 9 の基端部にはユニット連結部 2 7 にねじ込まれる取付けねじ部 3 0 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 3 1 が設けられている。そして、振動子ユニット 1 3 のプローブ 2 9 を前記挿入シース 2 1 に挿入したとき、プローブ先端部 3 1 が保持部材 2 2 a から前方に突出し、処置部 2 3 を構成するようになっている。なお、3 2 は振動子ケーシング 2 6 に接続された超音波用電気ケーブルである。

30

図 2 ~ 図 4 を参照して操作部 1 1 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 4 のケーシング 1 4 a 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 2 0 が取付けられる電極取付け部 3 3 が設けられている。第 2 電極ピン 2 0 は、中間部が絶縁カバー 3 4 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 2 0 a に、基端部はケーシング 1 4 a の内部の接続部材 3 5 に電氣的に接続する接点部 2 0 b に形成されている。

40

【 0 0 1 1 】

操作部本体 1 4 の基端部の内周面には雌ねじ部 3 6 が設けられ、この雌ねじ部 3 6 には接続部材 3 5 と固定リング 3 7 が螺合固定されている。接続部材 3 5 の内部にはこれと同心的に導電筒 3 8 が設けられている。この導電筒 3 8 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 3 9 が設けられている。このプローブ保持部材 3 9 は、前記振動子ユニット 1 3 のプローブ 2 9 が操作部本体 1 4 に挿入

50

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。

【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。

10

【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。

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。

20

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。

30

【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。

【0015】

40

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。

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 2

50

9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。

10

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転（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62とが接近するようになっていく。

【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を支点として回転し、生体組織を把持する方向に回転して第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。

20

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方向に回転すると、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が回転し、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。

30

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。

40

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

50

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を支点として回転し、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と略平行の面で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の回転方向の軸線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転して第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と略平行の面で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の回転方向の軸線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、丸棒状のプローブ先端部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。

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転して第２の把持部材８５とて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、プローブ先端部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とて生体組織を把持する第２の把持部材８８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。

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転して第２の把持部材８８とて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、プローブ先端部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。

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とて生体組織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電極部９６が設けられている。

【００２２】

そして、第１の把持部材９１を生体組織Ｓを把持する方向に回転して第２の把持部材９４とて生体組織Ｓを把持する位置関係にあるとき、第１の把持部材９１のパッド部材９２は把持面９５と面接触して切開接合面となる。また、左右の第１電極部９３は第２電極部９６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３１を第１の把持部材９１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１３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１３は処置部の斜視図である。本実施形態は、第１の把持部材１０１は断面が略半円状で、把持面側には凹溝１０２が形成され、この凹溝１０２にはパッド部材

１０３が埋設されている。第１の把持部材１０１におけるパッド部材１０３の両側には第１電極部１０４が設けられている。第１の把持部材１０１とで生体組織を把持する第２の把持部材１０５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１０１に対向する把持面１０６はパッド部材１０３と接触する例えば波形の凹凸部に形成され、この把持面１０６の左右には第１電極部１０４に対向する平坦面からなる第２電極部１０７が設けられている。

【００２３】

そして、第１の把持部材１０１を生体組織を把持する方向に回転して第２の把持部材１０５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１０１のパッド部材１０３は把持面１０６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１０４は第２電極部１０７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１０４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。

図１４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１４（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１１１は断面が円柱状で、把持面側には逆三角形の凹溝１１２が形成され、この凹溝１１２にはパッド部材１１３が埋設されている。第１の把持部材１１１におけるパッド部材１１３の両側にはＶ字状に突出する第１電極部１１４が設けられている。第１の把持部材１１１とで生体組織を把持する第２の把持部材１１５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１１１に対向する把持面１１６はパッド部材１１３と接触する三角形の凸部に形成され、この把持面１１６の左右には第１電極部１１４に対向するＶ字状の凹部からなる第２電極部１１７が設けられている。

【００２４】

そして、第１の把持部材１１１を生体組織を把持する方向に回転して第２の把持部材１１５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１１１のパッド部材１１３は把持面１１６と線接触して切開接合面となる。また、左右の第１電極部１１４は第２電極部１１７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１５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１５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１２１はパッド部材１２２を挟む一対の部材によって形成され、パッド部材１２２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１２３が形成されている。第１の把持部材１２１におけるパッド部材１２２の両側には平坦面からなる第１電極部１２４と第２電極部１２７が設けられている。第１の把持部材１２１とで生体組織を把持する第２の把持部材１２５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１２１に対向する把持面１２６はパッド部材１２２と接触する凸円弧状に形成されている。

【００２６】

そして、第１の把持部材１２１を生体組織を把持する方向に回転して第２の把持部材１２５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を支点として回転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ブ先端部３１の軸心３１ａに向って回転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 3 1 に対面する側には第 1 電極部 1 3 4 が設けられている。なお、第 1 の把持部材 1 3 1 は付勢ばね等によって開方向に付勢され、管状部材 2 2 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転するようにしてもよい。

さらに、第 1 の把持部材 1 3 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 3 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 3 1 のパッド部材 1 3 3 に対向する把持面 1 3 6 は稜線によって形成され、把持面 1 3 6 の左右には傾斜面 1 3 7 a を有する第 2 電極部 1 3 7 が設けられている。

【 0 0 2 8 】

そして、第 1 の把持部材 1 3 1 を生体組織を把持する方向に回転して第 2 の把持部材 1 3 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 3 1 のパッド部材 1 3 3 は把持面 1 3 6 と接触して切開接合面となる。また、左右の第 1 電極部 1 3 4 は第 2 電極部 1 3 7 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 1 3 1 , 1 3 5 の開閉方向はプローブ先端部 3 1 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。

【 0 0 2 9 】

図 1 7 は第 1 0 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 7 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 1 3 8 のみが第 1 の実施形態と異なるもので、第 1 の把持部材 2 5 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 3 8 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断面非円形に形成され、第 1 の把持部材 2 5 のパッド部材 5 5 の凹溝 5 7 に対向する凸状部からなる把持面 1 3 9 と左右の第 1 電極部 5 6 (歯部 5 8) に対向する平坦面を有する第 2 電極部 1 4 0 が設けられている。第 2 電極部 1 4 0 は把持面 1 3 9 が第 1 の把持部材 2 5 のパッド部材 5 5 に接触したとき、第 1 電極部 5 6 (歯部 5 8) 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 1 3 8 の凸状部からなる把持面 1 3 9 は絶縁コーティングによって絶縁層 1 4 1 が形成され、第 2 電極部 1 4 0 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 5 6 と第 2 電極部 1 4 0 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 1 8 は第 1 1 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 8 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 1 5 1 は、パッド部材 1 5 2 を挟んで左右に第 1 電極部 1 5 3 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 1 5 4 が一体的に設けられている。絶縁ブロック 1 5 4 は第 1 電極部 1 5 3 より把持方向に突出しており、この絶縁ブロック 1 5 4 の突出部には歯部 1 5 5 が形成されている。

【 0 0 3 0 】

第 1 の把持部材 1 5 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 5 6 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 5 1 に対向する把持面 1 5 7 はパッド部材 1 5 2 と接触する凸部に形成され、この把持面 1 5 7 の左右には第 1 電極部 1 5 3 に対向する傾斜面 1 5 8 a を有する第 2 電極部 1 5 8 が設けられている。

【 0 0 3 1 】

そして、第 1 の把持部材 1 5 1 を生体組織を把持する方向に回転して第 2 の把持部材 1 5 6 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 5 1 のパッド部材 1 5 2 は把持面 1 5 7 と接触して切開接合面となる。また、把持面 1 5 7 の左右の第 1 電極部 1 5 3 は第 2 電極部 1 5 8 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 3 1 に横方向の力等が加わった場合でも、第 1 電極 1 5 3 と接触することは無いので、プローブ先端部 3 1 の耐性向上に繋がる。

図 1 9 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 1 9 (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 1 6 1 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 1 6 2 が形成されている。第 1 の把持部材 1 6 1 には軸方向に凹溝 1 6 3 が設けられ、この凹溝 1

10

20

30

40

50

6 3 には第 1 電極部 1 6 4 が埋設されている。第 1 の把持部材 1 6 1 における第 1 電極部 1 6 4 の両側にはパッド部材 1 6 5 が設けられている。第 1 の把持部材 1 6 1 とで生体組織を把持する第 2 の把持部材 1 6 6 は、丸棒状のプロープ先端部 3 1 によって形成され、第 1 の把持部材 1 6 1 に対向する把持面 1 6 7 はパッド部材 1 6 5 と接触するようになっている。把持面 1 6 7 の左右には第 1 電極部 1 6 4 に対向する円弧面からなる第 2 電極部 1 6 8 が設けられている。

【 0 0 3 2 】

そして、第 1 の把持部材 1 6 1 を生体組織を把持する方向に回転して第 2 の把持部材 1 6 6 とで生体組織を把持したとき、歯部 1 6 2 が生体組織に接触し、第 1 の把持部材 1 6 1 のパッド部材 1 6 4 は把持面 1 6 7 と部分的に接触して切開接合面となる。また、左右

10

【 0 0 3 3 】

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】

【 0 0 3 4 】

20

【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

30

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 線に沿う断面図。

40

【図 15】本発明の第 8 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 16】本発明の第 9 の実施形態を示し、処置部の斜視図。

【図 17】本発明の第 10 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 18】本発明の第 11 の実施形態を示し、処置部の縦断側面図。

【図 19】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】

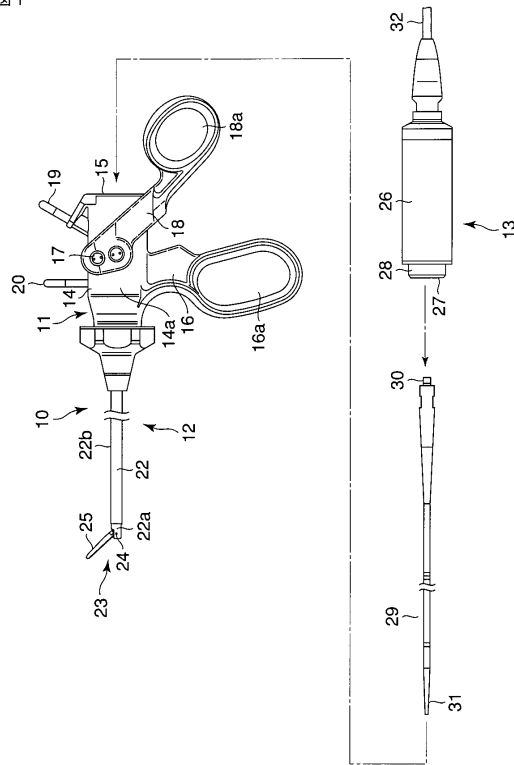
【 0 0 3 5 】

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、6 2 ... 第 2 電極部

50

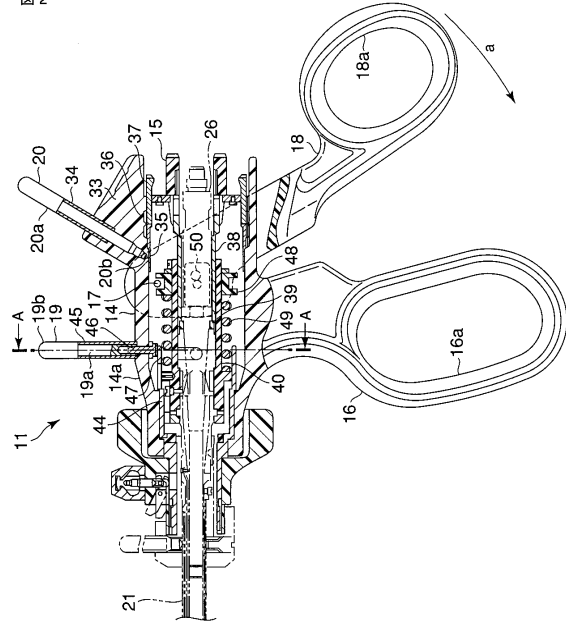
【図 1】

図 1



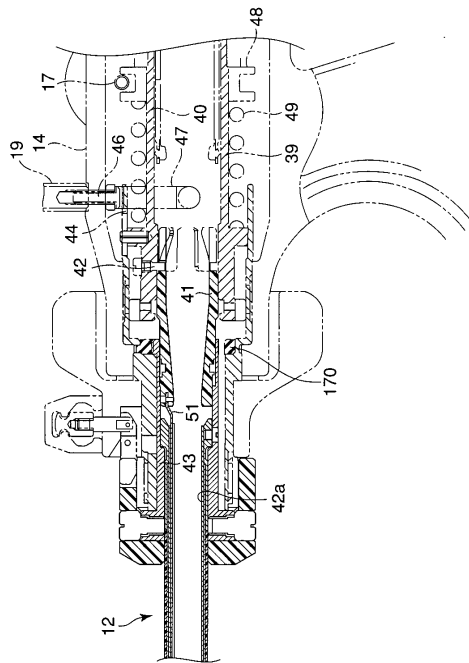
【図 2】

図 2



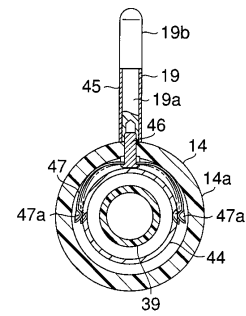
【図 3】

図 3

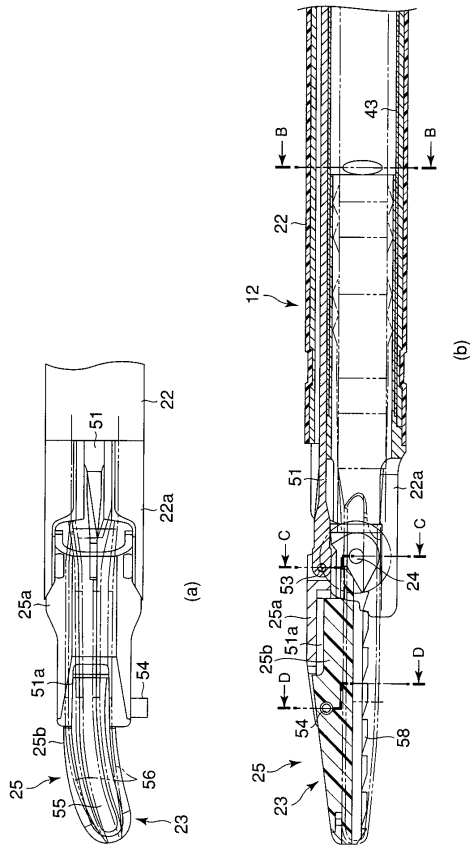


【図 4】

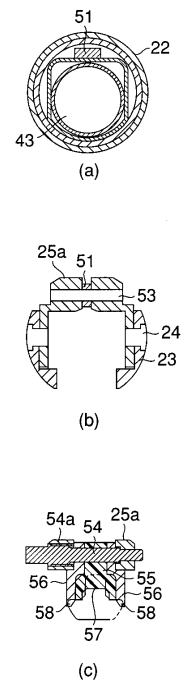
図 4



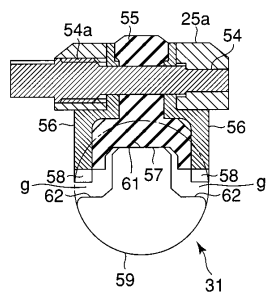
【 図 5 】



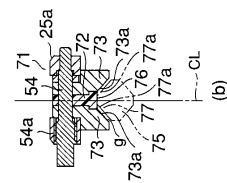
【 図 6 】



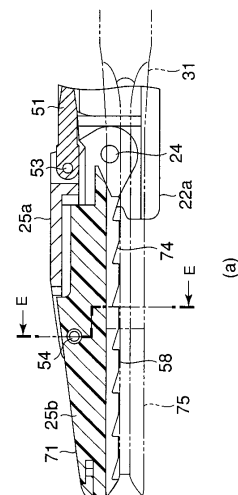
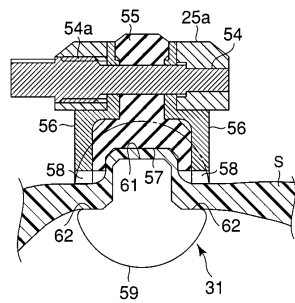
【圖 7】



【圖 9】

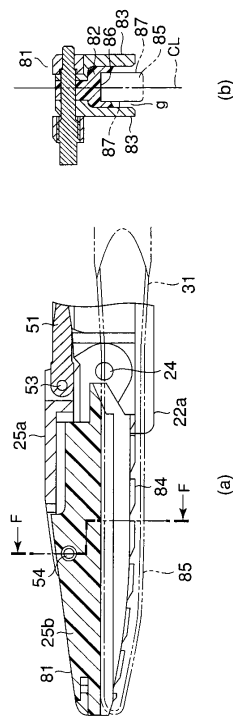


【 図 8 】



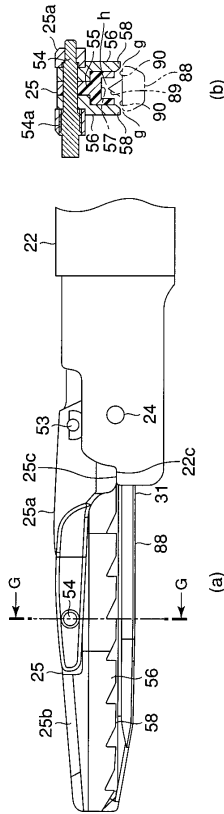
【図 10】

図 10



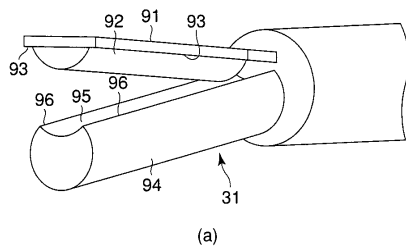
【図 11】

図 11



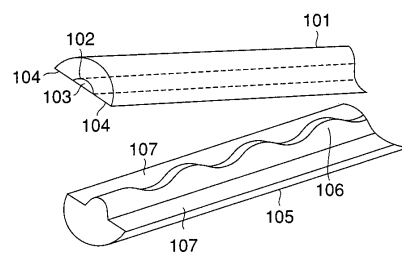
【図 12】

図 12



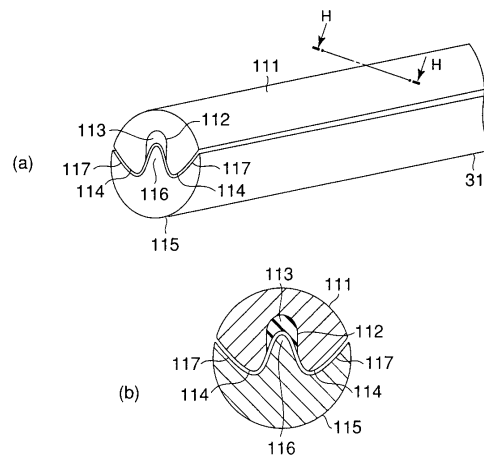
【図 13】

図 13



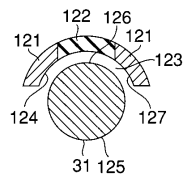
【図 14】

図 14



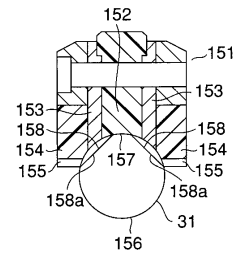
【図 15】

図 15



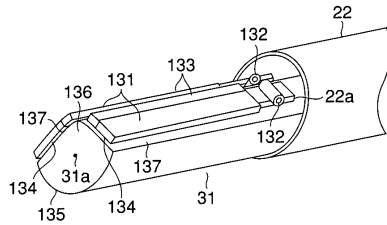
【図 18】

図 18



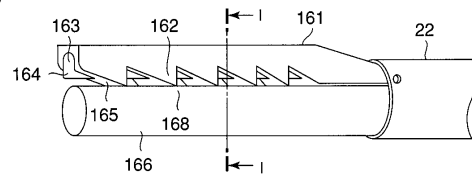
【図 16】

図 16



【図 19】

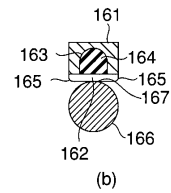
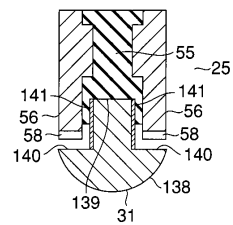
図 19



(a)

【図 17】

図 17



(b)

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

審査官 川端 修

- (56)参考文献 特開2005-278933(JP,A)
特開2006-075376(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------|-----------|
| A 61 B | 1 8 / 0 0 |
| A 61 B | 1 7 / 2 8 |
| A 61 B | 1 8 / 1 2 |

专利名称(译)	外科用处置具		
公开(公告)号	JP4157574B2	公开(公告)日	2008-10-01
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		
当前申请(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	增田信弥 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 誠		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2008011987A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种外科用处理器具，通过对生物体组织较强的夹持力通过超声波振动和高频电流把持可以是凝结和活体组织的切口。和第一夹紧构件25，开闭自如地设置用于第一夹紧构件25，用于夹持第一把持部件25之间的生物体组织S上的第二夹紧部件59当在第一或第二夹紧构件中的一个，连接到超声波振子和超声波振动的超声波振动单元提供，它被设置在所述第一或第二夹紧构件，超声波的振动部和相对的，超声波凝固切开装置具有衬垫构件55作为用于按压超声波振动部之间的生物体组织的按压部，设置在第一夹紧构件在所述第一电极部分56当由在第二把持部件59设置在第二电极部分62，并且与高频凝固装置，用于凝结与所述第一电极部的生物体组织和第二电极部如图1所示。点域8

【図3】

図3

