

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4727575号
(P4727575)

(45) 発行日 平成23年7月20日 (2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日 (2011.4.22)

(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 1 0

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 4 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2006-514771 (P2006-514771)
 (86) (22) 出願日 平成17年6月15日 (2005.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/010974
 (87) 国際公開番号 W02005/122918
 (87) 国際公開日 平成17年12月29日 (2005.12.29)
 審査請求日 平成20年6月5日 (2008.6.5)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-176780 (P2004-176780)
 (32) 優先日 平成16年6月15日 (2004.6.15)
 (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
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (72) 発明者 増田 信弥
 日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 号 オリンパス株式会社内
 (72) 発明者 清水 興
 日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 エネルギー処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動を発生する超音波振動子と、

前記超音波振動子に基端部が接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を基端側から先端側へと伝達して生体組織に付与可能な細長いプローブと、

前記プローブの基端側に外装されているシースと、

前記シースの先端部に設けられ、前記プローブに対して回転され、その前記プローブ側に配置された生体組織に接触され、前記プローブと協同して生体組織を把持可能な把持部と、

前記把持部に接触された生体組織への処置の処置形態を変化させる処置形態可変機構と

10

を具備し、

前記処置形態可変機構は、

前記把持部に当接されて前記把持部の回転を規制する当接部と、

前記当接部を移動させて前記把持部と前記当接部との当接状態を変化させて前記把持部の回転可能量を調節して前記把持部と前記プローブとの接触量を調節する移動機構と、

を有し、

前記移動機構は、前記当接部を前記把持部と当接する当接位置と前記把持部に当接しない非当接位置とに位置決めする、

ことを特徴とするエネルギー処置具。

20

【請求項 2】

前記当接部は、前記把持部の回動可能量を互いに異なる所定の回動可能量に設定するための複数の当接箇所を有し、

前記移動機構は、前記複数の当接箇所の内のいずれかの当接箇所が前記把持部に当接されるように前記当接部を移動させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー処置具。

【請求項 3】

前記当接部は、前記把持部の基端部にのみ当接される、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー処置具。

【請求項 4】

前記移動機構は、前記シースに前記プローブの長手軸方向に摺動自在に外装されている外装部材を有し、

前記外装部材の先端部に、前記当接部が設けられている、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 に記載のエネルギー処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、外科手術等において生体組織を凝固又は切開するのに用いられるエネルギー処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、開腹外科手術、内視鏡下外科手術等において、生体組織にエネルギーを付与して凝固又は切開を行うエネルギー処置具が用いられている。このようなエネルギー処置具として、生体組織に超音波振動を付与して凝固又は切開を行う超音波処置具が用いられている。

【0003】

このような超音波処置具の一例が、日本国特許出願公開第 2002-224133 号に開示されている。この超音波処置具では、超音波振動子によって発生された超音波振動を増幅伝達するプローブがシースに内挿されており、シースの先端開口からプローブの先端部が突出している。そして、シースの先端部には、プローブに対して回動されてプローブと協同して生体組織を把持する把持部が配設されている。把持部を回動させてプローブに当接させると、把持部は、ばね部材等によって形成されている定力機構によって、比較的大きな一定の接触圧でプローブに対して接触されるようになっている。

【0004】

生体組織に処置を行う際には、プローブと把持部とによって生体組織を把持して、把持された生体組織にプローブから超音波振動を付与して、生体組織に凝固切開処置を行う。ここで、生体組織への凝固能又は切開能は、プローブと把持部とによる生体組織への把持力に応じて変化されるが、定力機構の作用によって把持力は比較的大きな一定量となっているため、切開優位の一定の凝固能及び切開能で生体組織に処置が行われる。

【0005】

また、米国特許第 6,558,376 号には、上記超音波処置具と同様なプローブ、シース及び把持部を有する超音波処置具が開示されている。さらに、プローブの先端部において、把持部に対面してプローブの両側方に留め部材が夫々並設されており、これら留め部材はプローブに対して把持部側に突出している。生体組織に処置を行う際には、プローブの両側方において留め部材によって生体組織が支持されるため、生体組織の切開領域の両側方において凝固能が増大される。

【発明の開示】**【0006】**

しかしながら、上記超音波処置具では、生体組織への処置形態は切開優位の一定の処置形態に限定されている。このため、太い血管を切開処置する場合等には、凝固能の高いバ

10

20

30

40

50

イポーラ高周波処置具を併用して十分な凝固処置を行ったり、クリップによって血管を止血する必要があり、手術操作が煩雑なものとなっている。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、凝固能又は切開能が調節でき、手術効率を増大することが可能なエネルギー処置具を提供することである。

【 0 0 0 8 】

本発明の一実施態様は、超音波振動を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子に基端部が接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を基端側から先端側へと伝達して生体組織に付与可能な細長いプローブと、前記プローブの基端側に外装されているシースと、前記シースの先端部に設けられ、前記プローブに対して回転され、その前記プローブ側に配置された生体組織に接触され、前記プローブと協同して生体組織を把持可能な把持部と、前記把持部に接触された生体組織への処置形態を変化させる処置形態可変機構と、を具備し、前記処置形態可変機構は、前記把持部に当接されて前記把持部の回転を規制する当接部と、前記当接部を移動させて前記把持部と前記当接部との当接状態を変化させて前記把持部の回転可能量を調節して前記把持部と前記プローブとの接触量を調節する移動機構と、を有し、前記移動機構は、前記当接部を前記把持部と当接する当接位置と前記把持部に当接しない非当接位置とに位置決めする、ことを特徴とするエネルギー処置具である。

【 0 0 0 9 】

この実施態様では、把持部とプローブとによって生体組織を把持して生体組織に処置を行う際に、当接部を移動させて、把持部と当接部との当接状態を変化させて把持部の回転可能量を調節し、把持部とプローブとの接触量を調節して、エネルギー処置具の処置形態を変化させることにより、生体組織への切開能及び凝固能を調節する。特に、当接部を当接位置に位置決めした場合には、生体組織に凝固優位処置が行われ、当接部を非当接位置に位置決めした場合には、生体組織に切開優位処置が行われる。

【 0 0 1 4 】

好ましくは、前記当接部は、前記把持部の回転可能量を互いに異なる所定の回転可能量に設定するための複数の当接箇所を有し、前記移動機構は、前記複数の当接箇所の内のいずれかの当接箇所が前記把持部に当接されるように前記当接部を移動させる。

【 0 0 1 5 】

この好ましい実施態様では、当接部の複数の当接箇所の内のいずれかの当接箇所を把持部に当接させて、把持部の回転可能量を所定の回転可能量に設定することにより、生体組織への切開能及び凝固能を所定の値に設定する。

【 0 0 1 6 】

好ましくは、前記当接部は、前記把持部の基端部にのみ当接される。

【 0 0 1 7 】

この好ましい実施態様では、把持部の先端側へと当接部を移動させる必要がない。

【 0 0 1 8 】

好ましくは、前記移動機構は、前記シースに前記プローブの長手軸方向に摺動自在に外装されている外装部材を有し、前記外装部材の先端部に、前記当接部が設けられている。

【 0 0 1 9 】

この好ましい実施態様では、シースに対して外装部材をプローブの長手軸方向に摺動させることにより、把持部に対して外装部材の先端部の当接部をプローブの長手軸方向に移動させる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 9 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具を切開優位状態で示す側面図である。

【図 2】図 2 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具のハンドルユニットを切開優

10

20

30

40

50

位状態で示す縦断面図である。

【図 3】図 3 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を切開優位状態で示す縦断面図である。

【図 4 A】図 4 A は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す側面図である。

【図 4 B】図 4 B は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す上面図である。

【図 4 C】図 4 C は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す縦断面図である。

【図 4 D】図 4 D は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で、図 4 C の I V D - I V D 線に沿って切断して示す横断面図である。

10

【図 5】図 5 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具を凝固優位状態で示す側面図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具のハンドルユニットを凝固優位状態で示す縦断面図である。

【図 7】図 7 は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を凝固優位状態で示す縦断面図である。

【図 8 A】図 8 A は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で示す側面図である。

【図 8 B】図 8 B は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で示す縦断面図である。

20

【図 8 C】図 8 C は、本発明の第 1 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で、図 8 B の V I I I C - V I I I C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、本発明の第 2 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す側面図である。

【図 9 B】図 9 B は、本発明の第 2 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す上面図である。

【図 9 C】図 9 C は、本発明の第 2 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で示す側面図である。

【図 1 0 A】図 1 0 A は、本発明の第 3 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を示す縦断面図である。

30

【図 1 0 B】図 1 0 B は、本発明の第 3 実施形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を示す側面図である。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の第 4 実施形態のエネルギー処置具を示す側面図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置システムを示す概略図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具を切開優位状態で示す側面図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具のハンドルユニットを切開優位状態で示す縦断面図である。

40

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を切開優位状態で示す縦断面図である。

【図 1 6 A】図 1 6 A は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す側面図である。

【図 1 6 B】図 1 6 B は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で示す縦断面図である。

【図 1 6 C】図 1 6 C は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を切開優位状態で、図 1 6 B の X V I C - X V I C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具を凝固優位状態で示す側

50

面図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具のハンドルユニットを凝固優位状態で示す縦断面図である。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を凝固優位状態で示す縦断面図である。

【図 2 0 A】図 2 0 A は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で示す側面図である。

【図 2 0 B】図 2 0 B は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で示す縦断面図である。

【図 2 0 C】図 2 0 C は、本発明の第 1 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の先端部を凝固優位状態で、図 2 0 B の X X C - X X C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の第 2 参考形態のエネルギー処置システムを示す概略図である。

【図 2 2 A】図 2 2 A は、本発明の第 2 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を切開優位状態で示す側面図である。

【図 2 2 B】図 2 2 B は、本発明の第 2 参考形態のエネルギー処置具の挿入部の基端部を凝固優位状態で示す側面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明の第 1 実施形態を図 1 乃至図 8 C を参照して説明する。本実施形態では、エネルギー処置具は、生体組織に超音波振動を付与して生体組織に凝固又は切開処置を行う超音波処置具である。本実施形態の超音波処置具の処置形態可変機構は、生体組織を把持する把持部材とプローブとの接触量を切り替えることにより、切開優位処置である凝固切開処置を行う切開優位状態と、凝固優位処置である凝固処置を行う凝固優位状態との間で超音波処置具を切り替えるものである。

【0031】

図 1 乃至図 4 D を参照して、切開優位状態での超音波処置具 2 4 を説明する。図 1 及び図 2 に示されるように、本実施形態の超音波処置具 2 4 は、電気的振動を機械的振動に変換する超音波振動子を収容する振動子ユニット 2 6 を有する。この振動子ユニット 2 6 の基端部から、超音波振動子に振動電流を供給するためのハンドピースコード 2 8 が延出されている。このハンドピースコード 2 8 の延出端部は、振動電流を発生する超音波凝固切開装置本体に接続される。

【0032】

超音波振動子の先端部には、超音波振動子で発生された超音波振動を増幅するホーン 3 0 が形成されている。このホーン 3 0 の先端部に、超音波振動を伝達する細長いプローブ 3 2 の基端部が接続されている。ホーン 3 0 とプローブ 3 2 とは、例えば、ホーン 3 0 の先端部に穿設されている雌ねじ部に、プローブ 3 2 の基端部に形成されている雄ねじ部を螺着することにより一体的に連結されている。このプローブ 3 2 の長手軸方向に垂直な断面の断面形状は、生体組織への凝固能及び切開能を考慮して設定されるが、本実施形態では、凝固能を比較的大きくするために略扁平形状に設定されている。

【0033】

そして、振動子ユニット 2 6 の先端部には、ハンドルユニット 3 4 の基端部が組み付けられている。このハンドルユニット 3 4 の先端部には、回転ノブ 3 6 を介して長尺で略筒状のシースユニット 3 8 の基端部が組み付けられており、回転ノブ 3 6 の回転操作によりシースユニット 3 8 をその中心軸の軸回り方向に回転作動させることが可能になっている。そして、振動子ユニット 2 6 の超音波振動子に連結されているプローブ 3 2 は、ハンドルユニット 3 4 及びシースユニット 3 8 を挿通されて、シースユニット 3 8 の先端部で突出されている。このように、シースユニット 3 8 とプローブ 3 2 とによって、患者の体腔内に挿入される挿入部 4 0 が形成されている。

【0034】

ここで、ハンドルユニット 3 4 の本体部には、固定ハンドル 4 2 が一体的に配設されており、可動ハンドル 4 4 が固定ハンドル 4 2 に対して回動可能に本体部に枢支されている。即ち、固定ハンドル 4 2 に対して可動ハンドル 4 4 が開閉操作可能となっている（図 1 及び図 2 の矢印 B 1 , B 2 参照）。可動ハンドル 4 4 は、操作力伝達機構 4 6 を介してジョー駆動軸 4 8 の基端部に接続されており、このジョー駆動軸 4 8 は、シースユニット 3 8 のシース 5 0 に進退自在に挿通され、シース 5 0 の先端部から突出している。そして、固定ハンドル 4 2 に対して可動ハンドル 4 4 を開閉操作することにより、操作力伝達機構 4 6 を介して、ジョー駆動軸 4 8 が進退操作されるようになっている。

【 0 0 3 5 】

図 4 A 乃至図 4 D に示されるように、シース 5 0 の先端部には、ジョー保持部 5 4 が配設されており、このジョー保持部 5 4 には、挿入部 4 0 の中心軸に略直交する保持ピン 5 6 を介してジョー 5 8 の基端部が枢支されている。さらに、シース 5 0 の先端部から突出しているジョー駆動軸 4 8 の先端部が、保持ピン 5 6 よりも外側かつ先端側において、保持ピン 5 6 に略平行な回動軸 6 0 を介してジョー 5 8 の基端部に枢支されている。そして、ジョー駆動軸 4 8 の進退により、ジョー 5 8 が保持ピン 5 6 を中心として開閉作動されるようになっている。

【 0 0 3 6 】

また、ジョー 5 8 の中間部には、保持ピン 5 6 及び回動軸 6 0 に略平行なシーソーピン 6 2 を介して把持部材 6 4 が枢支されている。この把持部材 6 4 は、シース 5 0 の先端部から突出しているプローブ 3 2 に対面配置されている。そして、把持部材 6 4 は、ジョー駆動軸 4 8 によってジョー 5 8 が開閉作動されると、ジョー 5 8 と共にプローブ 3 2 に対して開閉作動される。

【 0 0 3 7 】

図 1 及び図 2、並びに、図 4 A 乃至図 4 D を参照し、固定ハンドル 4 2 に対して可動ハンドル 4 4 を開操作すると、ジョー駆動軸 4 8 が先端側へと進行され、プローブ 3 2 に対して把持部材 6 4 が開作動される。プローブ 3 2 に把持部材 6 4 が接触された後、さらに可動ハンドル 4 4 を開操作すると、操作力伝達機構 4 6 の弾性部材 5 2 が収縮されて所定の反発力を発生し、把持部材 6 4 はプローブ 3 2 に所定の接触圧で当接されることとなる。この所定の接触圧を切開優位接触圧と称する。なお、プローブ 3 2 は把持部材 6 4 に押圧されて撓んでいるが、ジョー 5 8 に対して把持部材 6 4 が回動されてこの撓みに追従するため、把持部材 6 4 の全体がプローブ 3 2 に対して均一に当接されていることとなる。

【 0 0 3 8 】

図 4 A 乃至図 4 D を参照し、このように把持部材 6 4 はプローブ 3 2 と当接されており、プローブ 3 2 がその超音波振動時に把持部材 6 4 との摩擦によって磨耗されることを防止するため、把持部材 6 4 は P T F E 等の低摩擦係数の樹脂材料で形成されている。また、ジョー 5 8 と把持部材 6 4 との間には、金属製の押え部材 6 3 が介設されており、ジョー 5 8 と把持部材 6 4 との間に所望の連結強度が確保されている。

【 0 0 3 9 】

このように、ジョー 5 8 と把持部材 6 4 とによって、プローブ 3 2 に対して回動される把持部 6 5 が形成されており、この把持部 6 5 とプローブ 3 2 の先端部とによって、生体組織を把持するクランプ部 7 0 が形成されている。把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって生体組織を把持する際には、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との間の切開優位接触圧に対応した比較的大きな把持力（垂直抗力）で生体組織が把持される。ここで、把持された生体組織にプローブ 3 2 から付与されるエネルギーは垂直抗力に比例し、生体組織に付与されるエネルギーの増大によって切開能が増大する。切開優位接触圧は、切開優位接触圧に対応する把持力で把持された生体組織にプローブ 3 2 から超音波振動を付与した際に、生体組織で切開優位処置である凝固切開処置が進行するように設定されている。

【 0 0 4 0 】

以下、プローブ 3 2 に対する把持部材 6 4 の回動を規制して、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との間の接触圧を切り替えて、超音波処置具 2 4（図 1 参照）を切開優位状態と凝固

10

20

30

40

50

優位状態との間で切り替える構成について説明する。

【0041】

シース50には、外套管66が挿入部40の中心軸方向に摺動自在に外挿されている。外套管66の先端部には、把持部材64に当接されてプローブ32に対する把持部材64の回動を規制する当接部68が形成されているが、超音波処置具24（図1参照）が切開優位状態にある場合には、外套管66は、シース50に対して基端側に位置決めされており、外套管66の先端部の当接部68は、クランプ部70の基端側の、把持部材64に当接不能な非当接位置に位置決めされている。

【0042】

外套管66の基端部は、図3に示されるように、シース50の基端部に配置されている略筒状の操作摘み72の先端部に嵌挿固定されている。この操作摘み72は、回転ノブ36の先端部に突設されシース50の基端部に外挿されている回転繫部材74に外挿されている。そして、操作摘み72は、回転繫部材74に対して挿入部40の中心軸方向に摺動自在であり、回転繫部材74に対して基端側の基端側固定位置と先端側の先端側固定位置とのいずれかに位置決め可能である。超音波処置具24（図1参照）が切開優位状態にある場合には、操作摘み72は回転繫部材74に対して基端側の基端側固定位置に位置決めされている。

【0043】

回転繫部材74に対して操作摘み72を基端側固定位置と先端側固定位置とのいずれかに位置決めする構成について説明する。回転繫部材74の先端部の外周面には、外向きに突出する支持凸部76が全周にわたって延設されており、操作摘み72の基端部の内周面には、内向きに突出する係合凸部78が全周にわたって延設されている。そして、回転繫部材74の支持凸部76が操作摘み72の内周面に当接し、操作摘み72の係合凸部78が回転繫部材74の外周面に当接することにより、回転繫部材74によって操作摘み72が支持されている。回転繫部材74の外周面には、支持凸部76の基端側において、シース50の中心軸方向に所定距離離間して、先端側に第1のCリング80a、基端側に第2のCリング80bが夫々回設されている。回転繫部材74に対して操作摘み72を摺動させて、回転繫部材74の第1及び第2のCリング80a、80bのいずれかのCリング80a、80bに操作摘み72の係合凸部78を係合させることにより、回転繫部材74に対して操作摘み72が先端側固定位置と基端側固定位置とのいずれかの固定位置に位置決めされることとなる。

【0044】

なお、回転繫部材74に対して操作摘み72を位置決めする構成は、上述したCリングによるCリング方式に限定されず、スナップフィット、キー溝等による方式を用いることも可能である。

【0045】

続いて、図5乃至図8Cを参照して、凝固優位状態での超音波処置具24を説明する。凝固優位状態では、図7に示されるように、操作摘み72は回転繫部材74に対して先端側固定位置に位置決めされている。そして、図8A乃至図8Cに示されるように、外套管66はシース50に対して先端側に位置決めされており、外套管66の先端部はクランプ部70に位置決めされている。シース50の先端部には、把持部材64側に切欠部82が形成されており、この切欠部82によって、プローブ32の両側方で挿入部40の中心軸方向に延び、把持部材64の両側端部に対面する細長い二面部である当接部68が形成されている。この当接部68は、超音波処置具24（図5参照）が凝固優位状態にある場合には、把持部材64に当接可能な当接位置に位置決めされている。

【0046】

把持部材64は、プローブ32に対して閉作動された場合に、プローブ32に接触する直前で当接部68に当接されて回動を規制されるようになっている。なお、ジョー58に対して把持部材64が回動されるようになっているため、把持部材64の両側端部の全体が当接部68に対して均一に当接されることとなる。この状態で、プローブ32と把持部

10

20

30

40

50

材 6 4 との間には所定のクリアランスが形成されており、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 とは互いに接触されておらず、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 との接触圧は略零である。この接触圧を凝固優位接触圧と称する。

【 0 0 4 7 】

超音波処置具 2 4 (図 5 参照) が凝固優位状態にある場合には、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 及び当接部 6 8 とによって生体組織が把持される。ここで、生体組織は、主に把持部材 6 4 の両側端部と当接部 6 8 とによって把持されると共に、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との間の凝固優位接触圧に対応した比較的小さな把持力で把持される。凝固優位接触圧は略零であり、対応する把持力で把持された生体組織に付与されるエネルギーは、切開処置の進行には不十分であるが、凝固処置の進行には充分となっている。このため、凝固優位接触圧に対応した把持力で把持された生体組織にプローブ 3 2 から超音波振動を付与した際には、生体組織で切開処置が進行せず、凝固処置のみが進行する。本実施形態では、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との接触圧を調節して、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって把持された生体組織に超音波振動を付与する際の切開能及び凝固能を調節している。この他、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との接触面積、最近接距離等を調節することによっても、生体組織への切開能及び凝固能を調節することが可能である。このような接触圧、接触面積、最近接距離等といった、把持部 6 5 の回動可能量を調節することにより調節され、把持部 6 5 とプローブ 3 2 との接触状態を示し、その量を調節することにより生体組織への切開能及び凝固能を調節することが可能な量を接触量と総称する。

【 0 0 4 8 】

このように、本実施形態では、外套管 6 6 によって、シース 5 0 にプローブ 3 2 の長手軸方向に摺動自在に外装されている外装部材が形成されており、操作摘み 7 2 及び外套管 6 6 によって、当接部 6 8 を移動させて把持部 6 5 と当接部 6 8 との当接状態を変化させ、把持部 6 5 の回動可能量を調節して、把持部 6 5 とプローブ 3 2 との接触量を調節する移動機構が形成されている。本実施形態では、外装部材として筒状の外套管 6 6 を用いているが、外装部材の形状は、プローブ 3 2 の長手軸方向に摺動自在にシース 5 0 に外装可能であればどのような形状であってもよい。

【 0 0 4 9 】

次に、本実施形態の超音波処置具 2 4 の作用について説明する。生体組織に凝固切開処置を行う場合には、超音波処置具 2 4 を切開優位状態に切り替える。即ち、回転繋部材 7 4 に対して操作摘み 7 2 を基端側固定位置に位置決めして外套管 6 6 を基端側に位置決めし、当接部 6 8 をクランプ部 7 0 の基端側の非当接位置に退避させる。

【 0 0 5 0 】

そして、固定ハンドル 4 2 に対して可動ハンドル 4 4 を開閉操作して、操作力伝達機構 4 6 を介してジョー駆動軸 4 8 を進退させ、プローブ 3 2 に対して把持部材 6 4 を開閉操作して、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 とによって生体組織を把持する。ここで、超音波処置具 2 4 が切開優位状態にあり、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 とが接触状態にある場合には、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 との間には切開優位接触圧が発生する。このため、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との間の切開優位接触圧に応じた比較的大きな把持力で生体組織が把持される。この状態で、超音波振動子によって超音波振動を発生させ、プローブ 3 2 によって超音波振動を伝達し、プローブ 3 2 の先端部から生体組織に超音波振動を付与して、生体組織に凝固切開処置を行う。生体組織に凝固処置を行う場合には、超音波処置具 2 4 を凝固優位状態に切り替える。即ち、回転繋部材 7 4 に対して操作摘み 7 2 を先端側固定位置に位置決めして外套管 6 6 を先端側に位置決めし、当接部 6 8 をクランプ部 7 0 の当接位置に位置決めする。

【 0 0 5 1 】

そして、固定ハンドル 4 2 に対して可動ハンドル 4 4 を開閉操作して、プローブ 3 2 及び当接部 6 8 に対して把持部材 6 4 を開閉操作して、プローブ 3 2 及び当接部 6 8 と把持部材 6 4 とによって生体組織を把持する。この際、生体組織は、主に当接部 6 8 と把持部

材 6 4 によって把持される。ここで、超音波処置具 2 4 が凝固優位状態にあり、当接部 6 8 によって把持部材 6 4 の回動が規制されて、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 とが非接触状態にある場合には、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 との間には凝固優位接触圧が発生する。このため、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって、把持部材 6 4 とプローブ 3 2 との間の凝固優位接触圧に応じた比較的小さな把持力量で生体組織が把持される。この状態で、プローブ 3 2 の先端部から生体組織に超音波振動を付与すると、生体組織では切開処置は進行せず、生体組織に強力な凝固処置が行われる。

【 0 0 5 2 】

なお、主に当接部 6 8 と把持部材 6 4 とによって生体組織が把持されているため、凝固処置を施している際に挿入部 4 0 の先端部をプローブ 3 2 側から把持部 6 5 側へと持ち上げてしまった場合にも、生体組織を引きちぎるような力は当接部 6 8 から生体組織へと付加され、プローブ 3 2 が生体組織に強く押圧されることがないため、凝固処置から凝固切開処置へと移行してしまうことがない。

【 0 0 5 3 】

従って、本実施形態の超音波処置具 2 4 は次の効果を奏する。本実施形態では、把持部 6 5 とプローブ 3 2 とによって生体組織を把持して生体組織に処置を行うに際して、当接部 6 8 を移動させて、把持部 6 5 と当接部 6 8 との当接状態を変化させて把持部 6 5 の回動可能量を調節し、把持部 6 5 とプローブ 3 2 との接触量を調節することにより、生体組織への切開能及び凝固能を調節している。このように、一体の超音波処置具 2 4 において凝固能と切開能とを調節することが可能となっており、手術効率が増大されている。

【 0 0 5 4 】

図 9 A 乃至図 9 C は、本発明の第 2 実施形態を示す。第 1 実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、外套管 6 6 の当接部 6 8 を、把持部材 6 4 の全体ではなく、把持部材 6 4 の基端部でプローブ 3 2 側に向かって突設されている係止部 8 4 に当接させるようにしている。なお、本実施形態の把持部 6 5 及びプローブ 3 2 は、先端側に向かって緩やかに湾曲する形状を有する。

【 0 0 5 5 】

次に、本実施形態の超音波処置具 2 4 の作用について説明する。超音波処置具 2 4 によって凝固切開処置を行う場合には、超音波処置具 2 4 を切開優位状態に切り替える。即ち、外套管 6 6 の先端部をクランプ部 7 0 の基端側に位置決めし、当接部 6 8 を係止部 8 4 と当接不能な非当接位置に位置決めして、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 との接触圧を切開優位接触圧に調節する。一方、超音波処置具 2 4 によって凝固処置を行う場合には、超音波処置具 2 4 を凝固優位状態に切り替える。即ち、外套管 6 6 の先端部をクランプ部 7 0 に位置決めし、当接部 6 8 を係止部 8 4 と当接可能な当接位置に位置決めして、当接部 6 8 を係止部 8 4 に当接させて把持部材 6 4 の回動量を調節して、プローブ 3 2 と把持部材 6 4 との接触圧を凝固優位接触圧に調節する。

【 0 0 5 6 】

従って、本実施形態の超音波処置具 2 4 は次の効果を奏する。本実施形態では、把持部材 6 4 の基端部の係止部 8 4 のみと当接部 6 8 とを当接させているため、第 1 実施形態と異なり、把持部材 6 4 の先端側に当接部 6 8 と当接される構成を設ける必要がない。このため、把持部材 6 4 の幅を小さくすることができ、クランプ部 7 0 を小型化することが可能となっている。また、第 1 実施形態と異なり、凝固優位状態においてクランプ部 7 0 の先端側を外套管 6 6 で外装する構成とはなっておらず、クランプ部 7 0 の形状の制約が少なくなっており、設計の自由度が向上されている。

【 0 0 5 7 】

図 1 0 A 及び図 1 0 B は、本発明の第 3 実施形態を示す。第 1 実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態の回転繫部材 7 4 の外周面には、操作摘み 7 2 の係合凸部 7 8 に係合される三つ以上の C リング 8 0 a , 8 0 b , ... , 8 0 h , 8 0 i が、挿入部 4 0 の中心軸方向に所定距離だけ離間して並設されている。本実施形態では、先端側から基端側へと第 1 乃至第 9 の C リング 8 0 a , 8 0 b

, ... , 80h , 80i が並設されている。即ち、操作摘み72は、先端側から基端側へと並ぶ第1乃至第9の固定位置のいずれかの固定位置に位置決め可能である。

【0058】

外套管66の先端部では、切欠部82によって、基端側に向かってプローブ32側から把持部65側へと傾斜する傾斜面である当接部68が形成されている。操作摘み72は第1乃至第9の固定位置のいずれかの固定位置に位置決めされるため、当接部68の内の先端側から基端側へと並ぶ所定の9箇所には把持部材64が当接されることとなる。これら所定の9箇所を当接部68の第1乃至第9の当接位置と称する。第1乃至第9の当接位置は、プローブ32側から把持部65側へと多段階に変位されているため、第1乃至第9の当接位置に把持部材64が当接された場合の回動可能量は多段階に小さくなり、把持部材64とプローブ32との接触圧も多段階に小さくなって、切開能が多段階に小さくなる。

10

【0059】

このように、本実施形態の超音波処置具24では、操作摘み72を第1乃至第9の固定位置のいずれかの固定位置に位置決めすることにより、超音波処置具24の切開能及び凝固能を多段階に設定することが可能となっている。このため、多様な処置形態で生体組織に処置を行うことが可能となっている。

【0060】

図11は、本発明の第4実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、外套管66の先端部において、切欠部82によって、基端側に向かってプローブ32側から把持部65側へと昇階段状の当接部68が形成されている。即ち、当接部68では、基端側に向かってプローブ32側から把持部65側へと多段階に変位されている段状の複数の当接位置が形成されている。第3実施形態と同様に、これら当接位置に把持部材64が当接された場合の切開能は、基端側に向かって多段階に小さくなる。

20

【0061】

このように、本実施形態の超音波処置具24では、操作摘み72を挿入部40の中心軸方向に移動して、当接部68の複数の当接位置のいずれかの当接位置に把持部材64を当接させることにより、超音波処置具24の切開能及び凝固能を多段階に設定することが可能となっている。このため、多様な処置形態で生体組織に処置を行うことが可能となっている。

30

【0062】

なお、本実施形態において、第3実施形態のように、操作摘み72を所定の固定位置に位置決めした場合に、対応する当接位置が把持部材64に当接するようになるように、回転繫部材74に三つ以上のリングを配設するようにしてもよい。

【0063】

上記各実施形態では、操作摘み72と回転繫部材74とがDカット、キー溝等により係合されることで、シース50及び回転繫部材74に対して外套管66及び操作摘み72が中心軸の軸回り方向に位置決めされている。

【0064】

図12乃至図20Cは、本発明の第1参考形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本参考形態の処置形態可変機構は、超音波振動を用いて切開優位処置である凝固切開処置を行う切開優位状態と、パイポーラ高周波電流を用いて凝固優位処置である凝固処置を行う凝固優位状態との間でエネルギー処置具を切り替えるものである。

40

【0065】

図12に示されるように、本参考形態のエネルギー処置システム88は、エネルギー処置具86のハンドピースコード28の延出端部に接続されて超音波振動子に振動電流を供給する超音波凝固切開装置本体90を有する。この超音波凝固切開装置本体90には、超音波凝固切開装置本体90を操作するための超音波用フットスイッチ92aが接続されている。

50

【 0 0 6 6 】

また、本参考形態のエネルギー処置システム 8 8 は、エネルギー処置具 8 6 に高周波電流を供給するための電気メス本体 9 4 を有する。この電気メス本体 9 4 は、エネルギー処置具 8 6 に配設されている第 1 及び第 2 の接続端子 9 6 a , 9 6 b に夫々接続され、生体組織に高周波電流を供給するための回路を形成する。また、電気メス本体 9 4 には、電気メス本体 9 4 を操作するための高周波用フットスイッチ 9 2 b が接続されている。

【 0 0 6 7 】

図 1 3 乃至図 1 6 C を参照して、切開優位状態でのエネルギー処置具 8 6 を説明する。図 1 3 乃至図 1 5 に示されるように、第 1 実施形態と同様、エネルギー処置具 8 6 が切開優位状態にある場合には操作摘み 7 2 は基端側に位置決めされている。この操作摘み 7 2 の先端部で、第 1 の接続端子 9 6 a が挿入部 4 0 の中心軸の径方向に突設されている。第 1 の接続端子 9 6 a の内端部は、操作摘み 7 2 に形成されている第 1 の貫通孔 1 0 0 a に挿通されて、外套管 6 6 の基端部の外周面に当接されている。本参考形態では、外套管 6 6 は絶縁性の外層と導電性の内層とで形成されているが、外套管 6 6 の基端部では外層も導電性となっている。このため、外套管 6 6 の基端部の外周面に当接されている第 1 の接続端子 9 6 a の内端部は、外套管 6 6 の内層と電氣的に接続されている。

【 0 0 6 8 】

一方、第 2 の接続端子 9 6 b は、絶縁性の回転ノブ 3 6 の先端部で挿入部 4 0 の中心軸の径方向に突設されている。第 2 の接続端子 9 6 b の内端部は、回転ノブ 3 6 に形成されている第 2 の貫通孔 1 0 0 b に挿通されている。そして、第 2 の接続端子 9 6 b の内端部には巻きばね状の付勢部材 1 0 2 が回設されており、この付勢部材 1 0 2 は、第 2 の貫通孔 1 0 0 b に覆設されている絶縁性のカバー部材 1 0 4 と、第 2 の接続端子 9 6 b の内端部に形成されているフランジ部 1 0 6 との間で圧縮配設され、第 2 の接続端子 9 6 b を挿入部 4 0 の中心軸の径方向内向きに付勢している。

【 0 0 6 9 】

ここで、第 2 の貫通孔 1 0 0 b の内端部は、回転ノブ 3 6 の内周面と導電性の回転繫部材 7 4 の外周面との間に形成されているクリアランスに開口している。このクリアランスによって遮断受部 1 0 8 が形成されており、この遮断受部 1 0 8 に、操作摘み 7 2 の基端部に突設されている略薄肉円筒形状の絶縁性の遮断部 1 1 0 が嵌挿されている。そして、第 2 の接続端子 9 6 b の基端部は、付勢部材 1 0 2 によって遮断部 1 1 0 の外周面に当接されている。即ち、エネルギー処置具 8 6 が高周波電流を用いない切開優位状態にある場合には、第 2 の接続端子 9 6 b は、絶縁性の回転ノブ 3 6 、カバー部材 1 0 4 及び遮断部 1 1 0 によって電氣的に遮断されていることとなる。

【 0 0 7 0 】

なお、図 1 6 A 乃至図 1 6 C に示されるように、外套管 6 6 の形状は、第 1 実施形態の外套管 6 6 の形状と同様であり、エネルギー処置具 8 6 (図 1 3 参照) が切開優位状態にある場合には、第 1 実施形態と同様に、外套管 6 6 の先端部はクランプ部 7 0 の基端側に配置されている。

【 0 0 7 1 】

図 1 7 乃至図 2 0 C を参照して、凝固優位状態でのエネルギー処置具 8 6 を説明する。図 1 7 乃至図 1 9 に示されるように、第 1 実施形態と同様、エネルギー処置具 8 6 が凝固優位状態にある場合には操作摘み 7 2 は先端側に位置決めされている。そして、操作摘み 7 2 の遮断部 1 1 0 は遮断受部 1 0 8 から抜去されており、第 2 の接続端子 9 6 b の基端部は、付勢部材 1 0 2 によって回転繫部材 7 4 の外周面に当接されている。本参考形態では、シース 5 0 は絶縁性の外層と導電性の内層とで形成されており、シース 5 0 の基端部では外層も導電性となっていて、回転繫部材 7 4 と電氣的に接続されている。このため、回転繫部材 7 4 の外周面に当接されている第 2 の接続端子 9 6 b の基端部は、シース 5 0 の内層と電氣的に接続されていることとなる。

【 0 0 7 2 】

図 2 0 A 乃至図 2 0 B に示されるように、エネルギー処置具 8 6 (図 1 7 参照) が凝固

優位状態にある場合には、第1実施形態と同様、外装部材としての外套管66の先端部はクランプ部70に配置されている。外套管66の切欠部82において、プローブ32の両側方で挿入部40の中心軸方向に延びる細長い二面部が形成されているが、この二面部では、第1の接続端子96a(図19参照)に電氣的に接続されている外套管66の内層が露出されて、保持電極部112が形成されている。

【0073】

一方、第2の接続端子96b(図19参照)に電氣的に接続されているシース50の内層は、ジョー保持部54及び保持ピン56を介してジョー58に電氣的に接続されている。図20Cを参照し、ジョー58の間には高周波用把持部材114が配置されており、この高周波用把持部材114の間には超音波用把持部材64が配置されている。これらジョー58、高周波用把持部材114及び超音波用把持部材64は、シーソーピン62によって互いに枢支されている。ジョー58は、シーソーピン62を介して高周波用把持部材114に電氣的に接続されており、第2の接続端子96b(図19参照)と高周波用把持部材114とが電氣的に接続されていることとなる。この高周波用把持部材114は、両側方へと張り出しており、高周波用把持部材114の両側端部に、保持電極部112との間に高周波電流を通電することが可能な回動電極部116が形成されている。即ち、回動電極部116は、外套管66の保持電極部112に対面し、超音波用把持部材64の両側方で挿入部40の長手軸方向に夫々延設されている細長い二面部によって形成されており、ジョー58を開作動することにより保持電極部112に当接可能である。

【0074】

なお、本参考形態の超音波用把持部材64は、第1実施形態の把持部材64と略同様な構成を有するが、両側方へは張り出しておらず、把持部65の中央部分に配置されて、外套管66とは接触されない。

【0075】

このように、本参考形態では、操作摘み72及び外套管66によって、保持電極部112を回動電極部116との間で生体組織を把持可能な把持位置と、把持不能な非把持位置との間で移動させる移動機構が形成されている。また、第2の接続端子96b、付勢部材102及び操作摘み72によって、保持電極部112が非把持位置にある場合に、保持電極部112と回動電極部116との間を自動的に通電不能にする遮断機構が形成されている。

【0076】

次に、本参考形態のエネルギー処置具86の作用について説明する。以下では、例として、太い血管を切開する場合を説明する。太い血管を切開する場合には、血管を横断する切開目標領域の両側領域を予め凝固しておく。即ち、操作摘み72を先端側に位置決めして、エネルギー処置具86を凝固優位状態に切り替える。この際、外套管66が先端側へと移動されて、外套管66の先端部の保持電極部112が回動電極部116と対面される。また、操作摘み72の遮断部110が遮断受部108から抜去されて第2の接続端子96bと回転繋部材74とが電氣的に接続され、保持電極部112と回動電極部116との間に高周波電流が通電可能となる。

【0077】

固定ハンドル42に対して可動ハンドル44を開閉操作して、外套管66の保持電極部112に対して高周波用把持部材114の回動電極部116を開閉作動させて、保持電極部112と回動電極部116とによって、血管を横断するように、切開目標領域の両側の凝固目標領域を把持する。この際、切開目標領域は、プローブ32と超音波用把持部材64とによって比較的小さな把持力で把持されることとなる。そして、高周波用フットスイッチ92bを操作して電気メス本体94を作動させ、保持電極部112と回動電極部116とによって把持されている凝固目標領域に、凝固優位処置であるバイポーラ高周波凝固処置を施す。本参考形態では、保持電極部112と回動電極部116との形状に応じて、血管を横断して互いに並列して延びている二つの凝固領域が形成されることとなる。

【0078】

この後、血管を切開する。即ち、操作摘み 7 2 を基端側に位置決めして、エネルギー処置具 8 6 を切開優位状態に切り替える。この際、外套管 6 6 が基端側へと移動されて、外套管 6 6 の先端部の保持電極部 1 1 2 がクランプ部 7 0 の基端側へと退避される。また、操作摘み 7 2 の遮断部 1 1 0 が遮断受部 1 0 8 に嵌挿されて第 2 の接続端子 9 6 b と回転繋部材 7 4 とが電氣的に遮断される。

【 0 0 7 9 】

上述したように、凝固目標領域を把持する際に、プローブ 3 2 と超音波用把持部材 6 4 とによって切開目標領域が既に把持されているため、改めて切開目標領域の把持を行う必要はない。超音波用フットスイッチ 9 2 a を操作して超音波凝固切開装置本体 9 0 を作動させ、第 1 実施形態と同様に、血管に切開優位処置である超音波凝固切開処置を行う。

10

【 0 0 8 0 】

従って、本参考形態のエネルギー処置具 8 6 は次の効果を奏する。本参考形態では、エネルギー処置具 8 6 を超音波振動を用いて処置を行う切開優位状態に切り替えて、生体組織に切開優位処置である凝固切開処置を行い、エネルギー処置具 8 6 を高周波電流を用いて処置を行う凝固優位状態に切り替えて、生体組織に凝固優位処置である凝固処置を行っている。このように、一体のエネルギー処置具 8 6 において、凝固能と切開能とを調節することが可能となっており、手術効率が増大されている。

【 0 0 8 1 】

また、操作摘み 7 2 及び外套管 6 6 を挿入部 4 0 の長手軸の軸方向に摺動させて、保持電極部 1 1 2 を非把持位置に移動させて、超音波用把持部材 6 4 とプローブ 3 2 とによって生体組織を把持して、把持された生体組織に超音波振動を付与して切開優位処置を行い、保持電極部 1 1 2 を把持位置に移動させて、回転電極部 1 1 6 と保持電極部 1 1 2 とによって生体組織を把持して、把持された生体組織に高周波電流を通電して凝固優位処置を行っている。このように、簡単な操作でエネルギー処置具 8 6 を凝固優位状態と切開優位状態との間で切り替えることが可能となっており、手術効率が一層増大されている。

20

【 0 0 8 2 】

さらに、保持電極部 1 1 2 が非把持位置に移動された場合には、操作摘み 7 2 の遮断部 1 1 0 が遮断受部 1 0 8 に嵌挿されて第 2 の接続端子 9 6 b と回転繋部材 7 4 とが電氣的に遮断されて、保持電極部 1 1 2 と回転電極部 1 1 6 との間が自動的に通電不能となっている。このため、エネルギー処置具 8 6 が切開優位状態にある場合に、フットスイッチ 9 2 の誤操作等により保持電極部 1 1 2 と回転電極部 1 1 6 との間に不要な高周波電流が通電されることが防止されている。

30

【 0 0 8 3 】

図 2 1 乃至図 2 2 B は、本発明の第 2 参考形態を示す。第 1 参考形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本参考形態では、超音波凝固切開装置本体 9 0 及び電気メス本体 9 4 を単一のフットスイッチ 9 2 によって操作するようにしている。

【 0 0 8 4 】

図 2 1 を参照し、フットスイッチ 9 2 への入力は、無線通信により、超音波凝固切開装置本体 9 0 と電気メス本体 9 4 との両方に送信され、フットスイッチ 9 2 によって超音波凝固切開装置本体 9 0 と電気メス本体 9 4 との両方を操作可能である。

40

【 0 0 8 5 】

そして、図 2 1 乃至図 2 2 B に示されるように、回転ノブ 3 6 の先端面には、切替スイッチ 1 1 8 が突没自在に配設されている。そして、操作摘み 7 2 が基端側固定位置に位置決めされた場合には、第 1 参考形態と同様に保持電極部 1 1 2 が非把持位置に配置されると共に、操作摘み 7 2 の基端部によって切替スイッチ 1 1 8 が ON にされる。切替スイッチ 1 1 8 が ON にされると、ハンドピースコード 2 8 を介して超音波凝固切開装置本体 9 0 に作動信号が出力され、超音波凝固切開装置本体 9 0 が作動可能となると共に、第 2 の接続端子 9 6 b を介して電気メス本体 9 4 に停止信号が出力され、電気メス本体 9 4 の作動が停止される。これが、エネルギー処置具 8 6 の切開優位状態である。

50

【 0 0 8 6 】

一方、操作摘み 7 2 が先端側固定位置に位置決めされた場合には、第 1 参考形態と同様に保持電極部 1 1 2 が把持位置に配置されると共に、操作摘み 7 2 の基端部による切替スイッチ 1 1 8 への押圧が解除されて、切替スイッチ 1 1 8 が O F F にされる。切替スイッチ 1 1 8 が O F F にされると、第 2 の接続端子 9 6 b を介して電気メス本体 9 4 に作動信号が出力され、電気メス本体 9 4 が作動可能となると共に、ハンドピースコード 2 8 を介して超音波凝固切開装置本体 9 0 に停止信号が出力され、超音波凝固切開装置本体 9 0 の作動が停止される。これが、エネルギー処置具 8 6 の凝固優位状態である。

【 0 0 8 7 】

次に、本参考形態のエネルギー処置具 8 6 の作用について説明する。生体組織に凝固優位処置であるバイポーラ高周波処置を行う場合には、操作摘み 7 2 を先端側固定位置に位置決めする。この結果、保持電極部 1 1 2 が把持位置に配置されると共に、電気メス本体 9 4 のみが作動可能となる。この状態で、フットスイッチ 9 2 を操作して電気メス本体 9 4 を作動させ、生体組織にバイポーラ高周波処置を行う。一方、生体組織に切開優位処置である超音波凝固切開処置を行う場合には、操作摘み 7 2 を基端側固定位置に位置決めする。この結果、保持電極部 1 1 2 が非把持位置に配置されると共に、超音波凝固切開装置本体 9 0 のみが作動可能となる。この状態で、フットスイッチ 9 2 を操作して超音波凝固切開装置本体 9 0 を作動させ、生体組織に超音波凝固切開処置を行う。

【 0 0 8 8 】

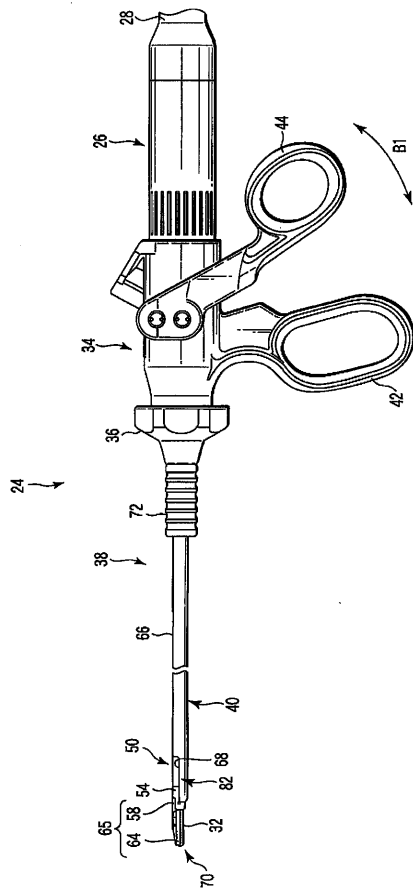
従って、本参考形態のエネルギー処置装置は次の効果を奏する。本参考形態では、フットスイッチ 9 2 によって超音波凝固切開装置本体 9 0 と電気メス本体 9 4 との両方を操作可能とすると共に、エネルギー処置具 8 6 が切開優位状態にある場合には、超音波凝固切開装置本体 9 0 のみを作動可能とし、凝固優位状態にある場合には、電気メス本体 9 4 のみを作動可能としている。このため、単一のフットスイッチ 9 2 によって、超音波出力と高周波出力との両方の出力を操作することが可能となっており、手術効率が増大されている。

【 産業上の利用可能性 】

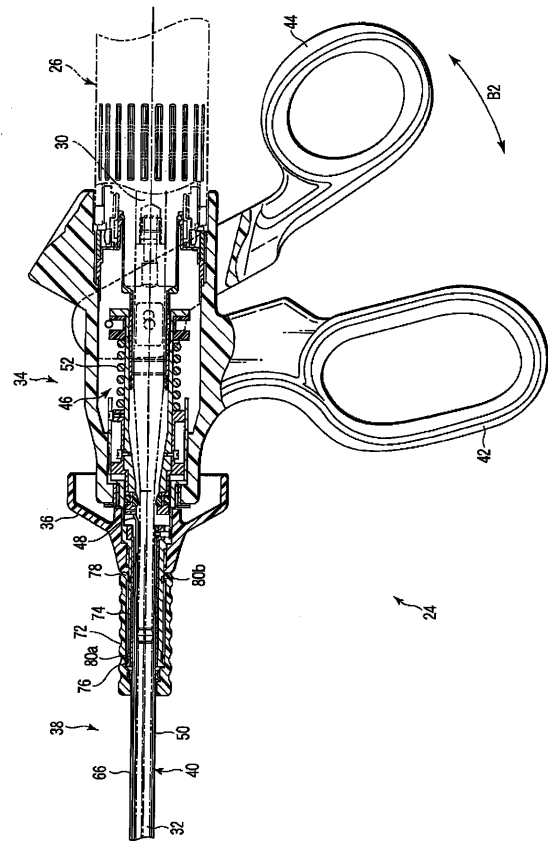
【 0 0 8 9 】

本発明は、凝固能又は切開能が調節でき、手術効率を増大することが可能な、外科手術等において生体組織を凝固又は切開するのに用いられるエネルギー処置具を提供する。

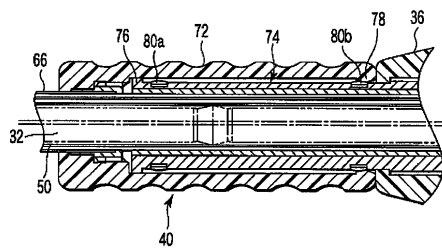
【図 1】



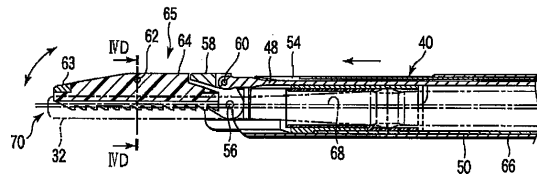
【図 2】



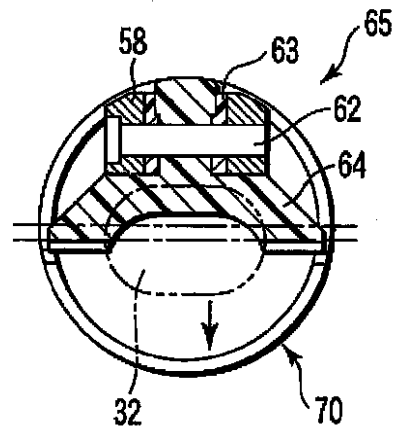
【図 3】



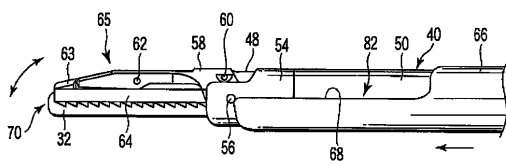
【図 4 C】



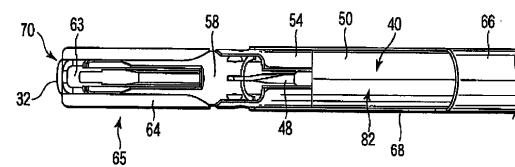
【図 4 D】



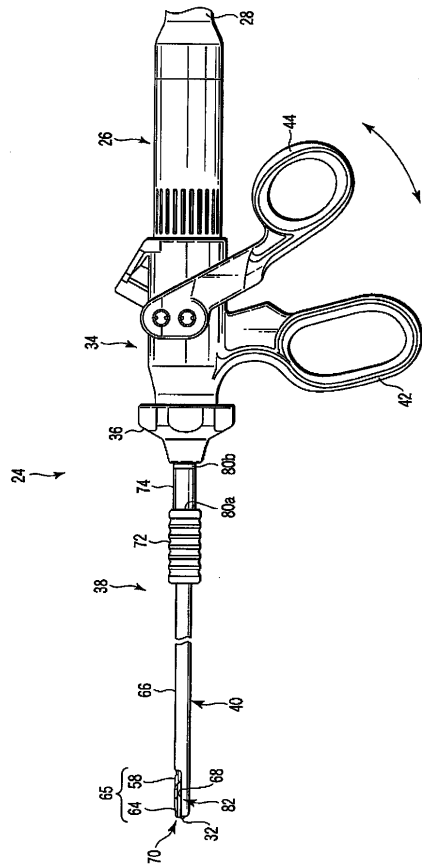
【図 4 A】



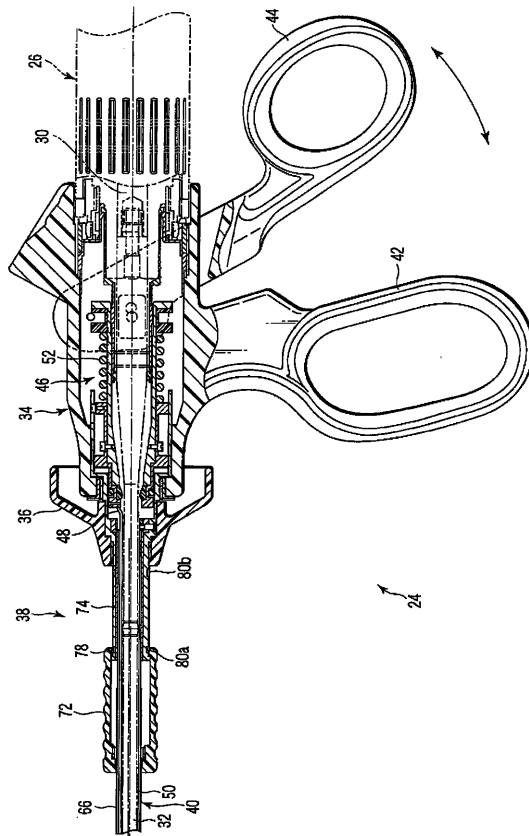
【図 4 B】



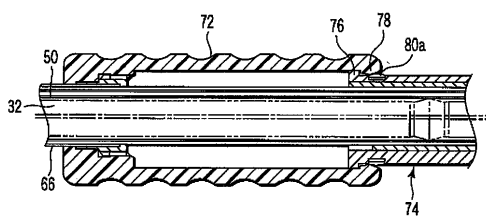
【図 5】



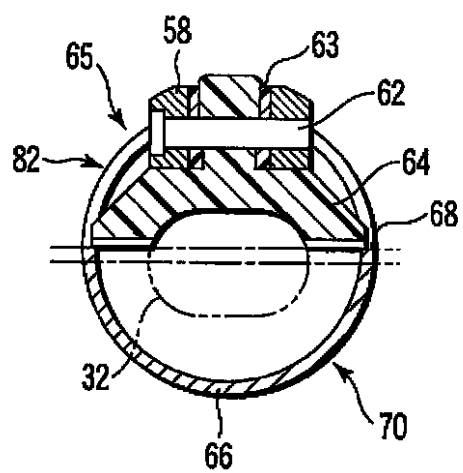
【図 6】



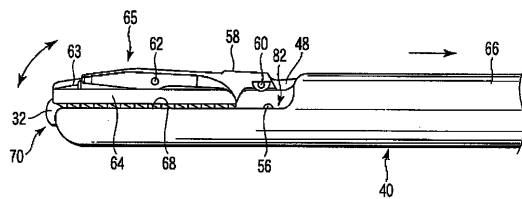
【図 7】



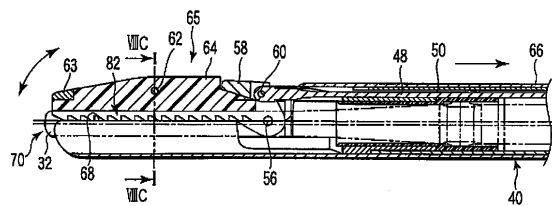
【図 8 C】



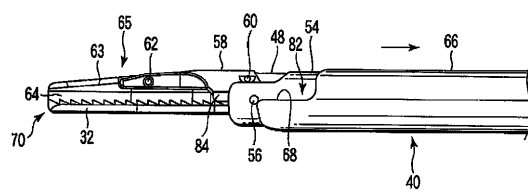
【図 8 A】



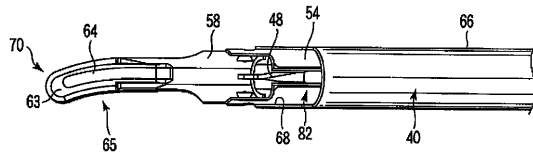
【図 8 B】



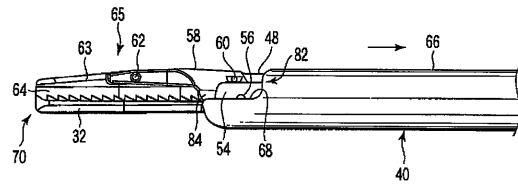
【図 9 A】



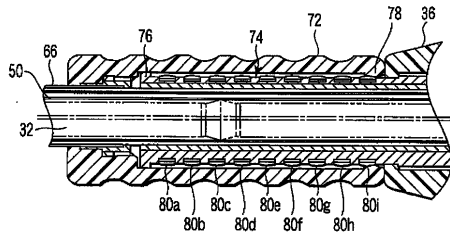
【図 9 B】



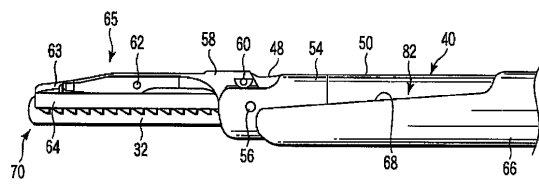
【図 9 C】



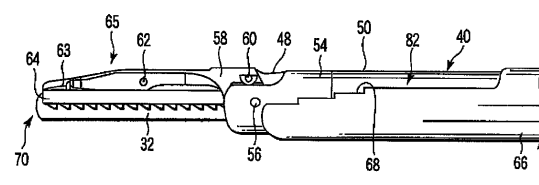
【図 10 A】



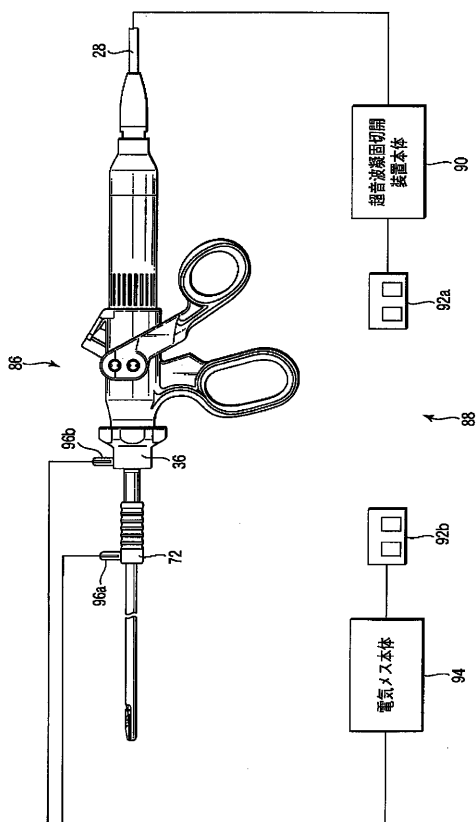
【図 10 B】



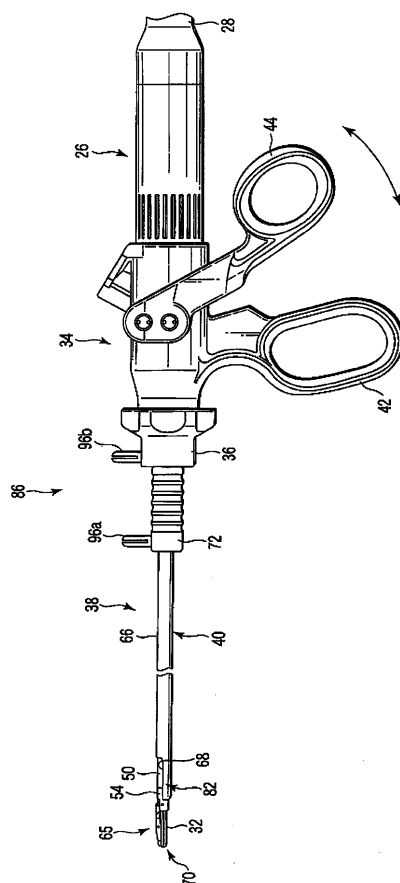
【図 11】



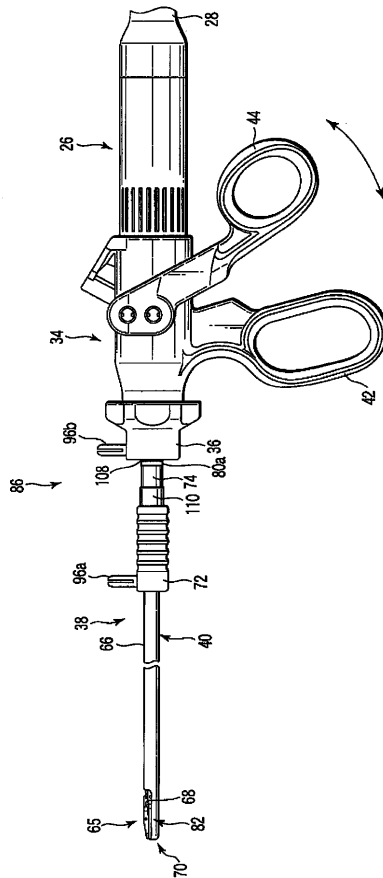
【図 12】



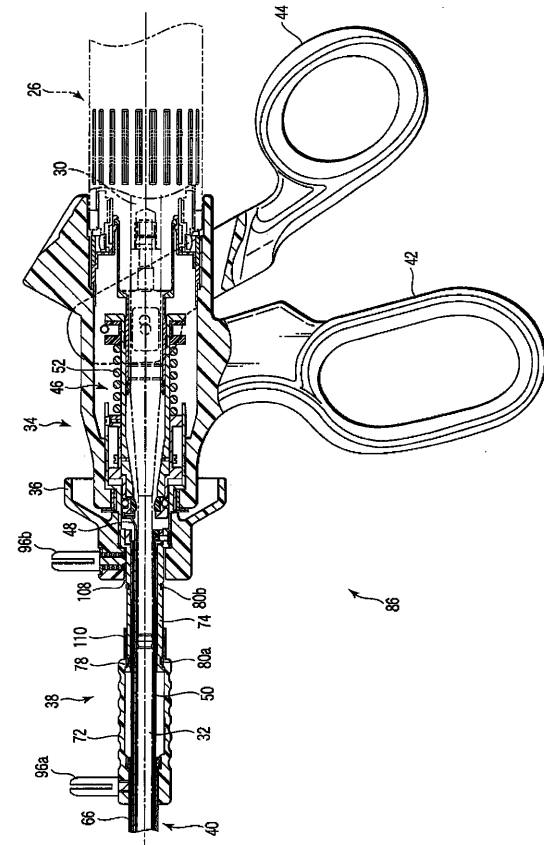
【図 13】



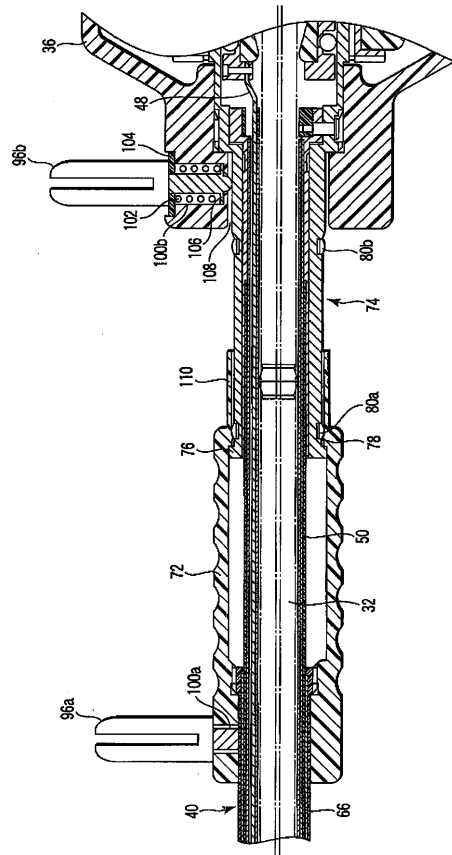
【図 17】



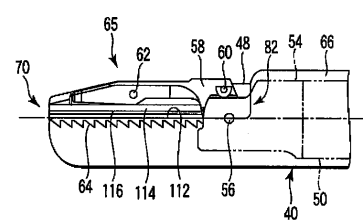
【図 18】



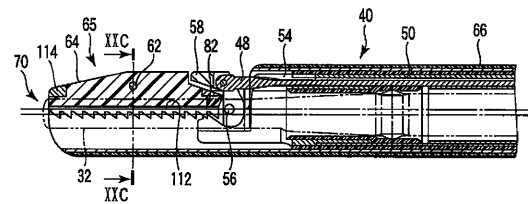
【図 19】



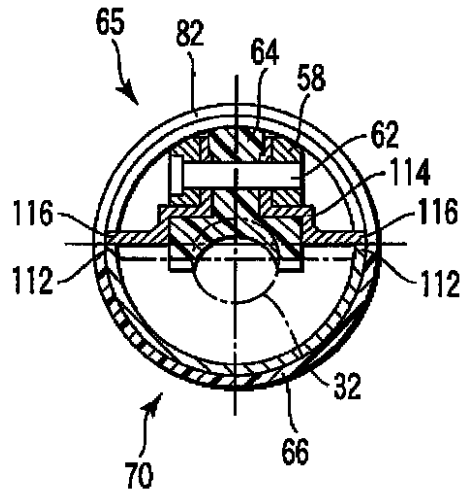
【図 20 A】



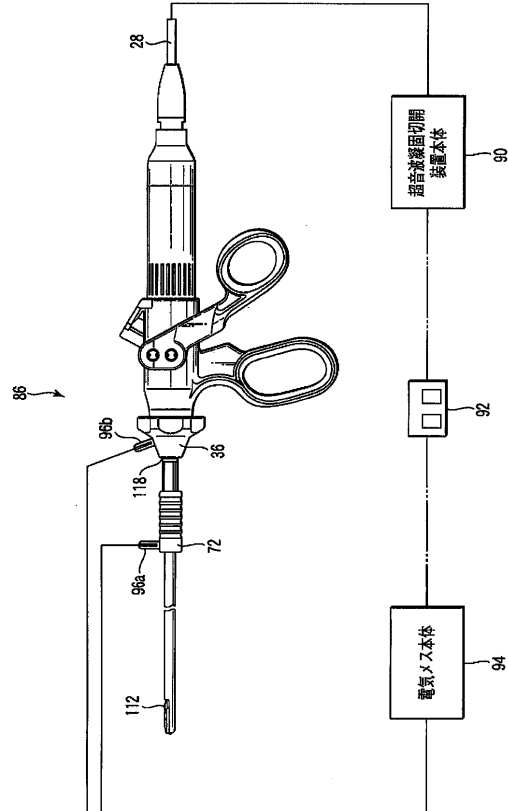
【図 20 B】



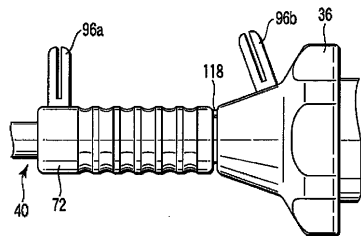
【図20C】



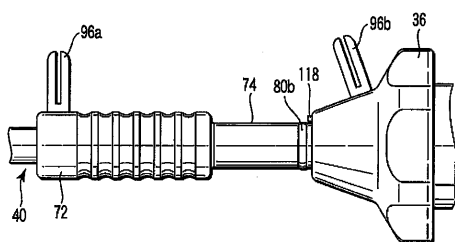
【図21】



【図22A】



【図22B】



フロントページの続き

(72)発明者 木村 健一

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 武山 敦史

(56)参考文献 特開2004-073891(JP,A)

特開2003-135479(JP,A)

特開2000-254135(JP,A)

実開平05-005106(JP,U)

米国特許出願公開第2002/0183774(US,A1)

米国特許出願公開第2003/0208201(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

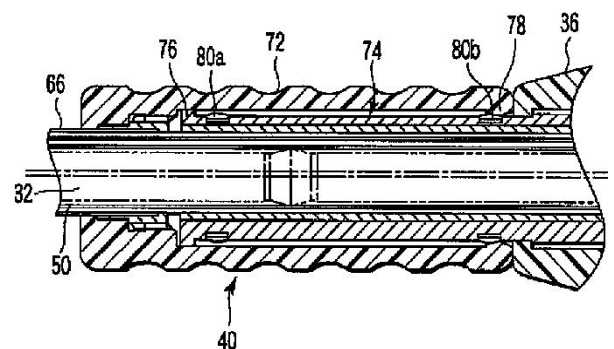
A61B 18/00

专利名称(译)	能量处理工具		
公开(公告)号	JP4727575B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2006514771	申请日	2005-06-15
[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	增田信弥 清水興 木村健一		
发明人	增田 信弥 清水 興 木村 健一		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/29 A61B18/1445 A61B2017/2901 A61B2017/2926 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320082 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.310 A61B17/39.320		
代理人(译)	河野 哲		
优先权	2004176780 2004-06-15 JP		
其他公开文献	JPWO2005122918A1 JPWO2005122918A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够调节凝固能力或切割能力并提高手术效率的能量处理仪器。能量处理工具（24）包括用于产生超声波振动的超声波振动器，连接到超声波振动器的近端部分，以及由超声波振动器从近端侧到远端产生的超声波振动外部安装在探针（32）的近端侧的护套（50），设置在护套（50）的远端部分并且能够传输探针的探针（32）抓握部（65），其相对于探头（32）旋转，与配置在探头（32）侧的生物体组织接触，能够与探头（32）协作地抓住生物体组织以及治疗形式可变机构（66,68），用于改变与治疗组织（65）接触的活组织上的治疗的治疗形式。

【图 3】



【图 4 A】