

(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2019-47958

(P2019-47958A)

(43) 公開日 平成31年3月28日(2019.3.28)

(51) Int.Cl.

A61B 17/3201 (2006.01)

F1

A61B 17/3201

テーマコード (参考)

4C160

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-174238 (P2017-174238)
 (22) 出願日 平成29年9月11日 (2017.9.11)

(71) 出願人 000002141
 住友ベークライト株式会社
 東京都品川区東品川2丁目5番8号
 (74) 代理人 100137589
 弁理士 右田 俊介
 (72) 発明者 坂口 幸彦
 秋田県秋田市土崎港相染町字中島下27-4 秋田住友ベーク株式会社内
 (72) 発明者 池田 昌夫
 秋田県秋田市土崎港相染町字中島下27-4 秋田住友ベーク株式会社内
 (72) 発明者 石井 靖久
 秋田県秋田市土崎港相染町字中島下27-4 秋田住友ベーク株式会社内

最終頁に続く

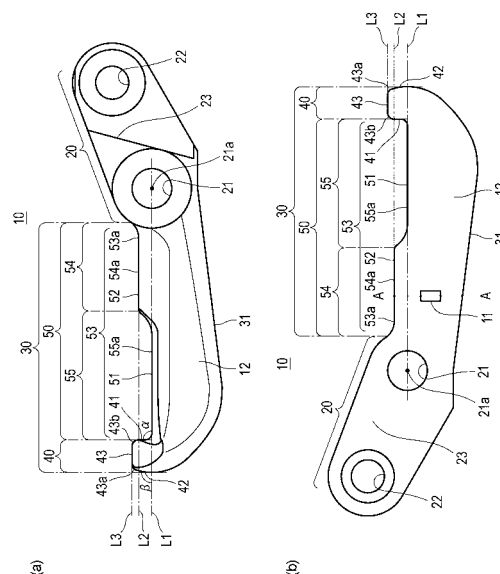
(54) 【発明の名称】 高周波処置具用ナイフ、及び、医療用の高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】生体組織をより確実に把持することが可能な構造の高周波処置具用ナイフを提供する。

【解決手段】高周波処置具用ナイフは、共通の回転軸において軸支されて相互に開閉可能となっており、生体組織を剪断する刃部50をそれぞれ有する一对の剪断鋏部10を備え、一对の剪断鋏部10の各々は、当該剪断鋏部10の基端側に形成されていて上記回転軸において軸支されている基端片20と、当該剪断鋏部10の先端に形成されている先端爪部40と、当該剪断鋏部10における先端爪部40と基端片20との間に形成されている刃部50と、を有し、刃部50には電極52が形成されており、上記回転軸の軸中心21aと刃部50の底51とを結ぶ仮想直線L1を基準とする高さが、先端爪部40の高さよりも、刃部50における電極52の形成領域(電極形成領域53)のうち最も高い位置の高さの方が低い。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療用の高周波処置具の先端部に設けられ、内視鏡の鉗子孔に挿入して用いられて生体組織を切開する高周波処置具用ナイフであって、

共通の回転軸において軸支されて相互に開閉可能となっており、前記生体組織を切断する刃部をそれぞれ有する一对の剪断鋏部を備え、

前記一对の剪断鋏部の各々は、

当該剪断鋏部の基端側に形成されていて前記回転軸において軸支されている基端片と、

当該剪断鋏部の先端に形成されている先端爪部と、

当該剪断鋏部における前記先端爪部と前記基端片との間に形成されている刃部と、

を有し、

前記刃部には電極が形成されており、

前記回転軸の軸中心と前記刃部の底とを結ぶ仮想直線を基準とする高さが、前記先端爪部の高さよりも、前記刃部における前記電極の形成領域のうち最も高い位置の高さの方が低い高周波処置具用ナイフ。

【請求項 2】

当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記先端爪部における基端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が 90 度以下である請求項 1 に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 3】

前記先端爪部の突出方向の端縁における先端部及び基端部が、それぞれ R 面取り形状とされている請求項 1 又は 2 に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 4】

前記一对の剪断鋏部の少なくとも一方の剪断鋏部には、ストッパー部が形成されており、

前記一对の剪断鋏部の閉動作は、前記ストッパー部が他方の剪断鋏部の前記刃部に当接することで規制される請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 5】

前記刃部には、高段部と、前記高段部よりも背側に向けて窪んだ切欠形状の低段部と、が形成されており、

前記高段部から前記低段部に亘って前記電極が形成されており、

前記刃部の前記底は、前記低段部の最低部である請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 6】

前記刃部は、複数の前記低段部と、これら低段部どうしの間に位置する前記高段部である中間高段部と、を有する請求項 5 に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 7】

前記刃部は、複数の前記中間高段部を有し、

前記複数の中間高段部のうち、基端側に位置する中間高段部ほど、前記仮想直線を基準とする高さが低い請求項 6 に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 8】

前記一对の剪断鋏部が閉じられて、前記回転軸の軸方向において前記一对の剪断鋏部の前記先端爪部どうしが重なり始めたときに、前記一对の剪断鋏部の互いに対応する前記中間高段部どうしが接触する請求項 6 又は 7 に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 9】

当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記中間高段部における基端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が 90 度以下である請求項 6 から 8 のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項 10】

当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記中間高段部におけ

10

20

30

40

50

る先端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が90度以下である請求項6から9のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項11】

前記中間高段部の突出方向の端縁における先端部及び基端部が、それぞれR面取り形状とされている請求項6から10のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項12】

前記一对の剪断鋏部の前記基端片を前記回転軸の軸方向における両側から挟持しているとともに前記回転軸において軸支している一对のブラケットを備え、

前記一对のブラケットは、当該ブラケットの先端部において前記基端片を挟持及び軸支しており、

前記一对のブラケットの各々の先端部において、前記一对のブラケットの各々の対向面に対する裏面である外面が平坦に形成されており、

且つ、

前記一对のブラケットの各々の先端部の外面どうしの距離が、前記ブラケットの基端部の外面どうしの距離よりも小さい請求項1から11のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

【請求項13】

請求項1から12のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフを先端部に有し、基端側には、前記一对の剪断鋏部の開閉操作を行うための操作部を有する医療用の高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波処置具用ナイフ、及び、医療用の高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内で生体組織を切開する処置（病変部位を切除する処置を含む）を行うための医療用器具として、内視鏡の鉗子孔に挿入して用いられる高周波処置具が知られている。

【0003】

例えば、特許文献1には、開閉可能な一对の剪断鋏部を先端部に備える高周波処置具について記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第2011-043340号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、本願発明者の検討によれば、特許文献1の技術では、一对の剪断鋏部により生体組織を把持する際の確実性が必ずしも十分ではない。

【0006】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、生体組織をより確実に把持することが可能な構造の高周波処置具用ナイフを提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、医療用の高周波処置具の先端部に設けられ、内視鏡の鉗子孔に挿入して用いられて生体組織を切開する高周波処置具用ナイフであって、

共通の回転軸において軸支されて相互に開閉可能となっており、前記生体組織を剪断する刃部をそれぞれ有する一对の剪断鋏部を備え、

前記一对の剪断鋏部の各々は、

10

20

30

40

50

当該剪断鋏部の基端側に形成されていて前記回転軸において軸支されている基端片と、
当該剪断鋏部の先端に形成されている先端爪部と、
当該剪断鋏部における前記先端爪部と前記基端片との間に形成されている刃部と、
を有し、
前記刃部には電極が形成されており、

前記回転軸の軸中心と前記刃部の底とを結ぶ仮想直線を基準とする高さが、前記先端爪部の高さよりも、前記刃部における前記電極の形成領域のうち最も高い位置の高さの方が低い高周波処置具用ナイフを提供するものである。

【0008】

また、本発明は、本発明の高周波処置具用ナイフを先端部に有し、基端側には、前記一対の剪断鋏部の開閉操作を行うための操作部を有する医療用の高周波処置具を提供するものである。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、生体組織をより確実に把持することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1実施形態に係る医療用の高周波処置具の全体構造を示す模式図である。

【図2】第1実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が閉じた状態を示す。

【図3】第1実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が開いた状態を示す。

【図4】第1実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの平面図であり、一対の剪断鋏部が閉じた状態を示す。

【図5】図5(a)は第1実施形態に係る高周波処置具用ナイフの剪断鋏部の内側面を示す側面図であり、図5(b)は第1実施形態に係る高周波処置具用ナイフの剪断鋏部の外側面を示す側面図である。

【図6】図6(a)は第1実施形態に係る高周波処置具用ナイフの先端鋏部の斜視図であり、図6(b)は図5(b)のA-A線に沿った先端鋏部の切断端面図である。

【図7】第1実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフが内視鏡の先端に設けられたフードから突出した状態を示す側面図である。

【図8】第2実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が閉じた状態を示す。

【図9】第2実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が開いた状態を示す。

【図10】第3実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が開いた状態を示す。

【図11】第3実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が閉じられて、一対の剪断鋏部の先端爪部どうしが重なり始めるとともに、一対の剪断鋏部の互いに対応する中間高段部どうしが接触した状態を示す。

【図12】第3実施形態に係る医療用の高周波処置具が先端部に備える高周波処置具用ナイフの側面図であり、一対の剪断鋏部が閉じた状態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて説明する。なお、すべての図面において、同様の構成要素には同一の符号を付し、適宜に説明を省略する。

本実施形態に係る医療用の高周波処置具の各種の構成要素は、個々に独立した存在である必要はなく、複数の構成要素が一個の部材として形成されていること、一つの構成要素が複数の部材で形成されていること、ある構成要素が他の構成要素の一部であること、あ

10

20

30

40

50

る構成要素の一部と他の構成要素の一部とが重複していること、等を許容する。

【0012】

〔第1実施形態〕

先ず、図1から図7を用いて第1実施形態を説明する。

図2及び図3に示す側面図では、シース70において図示した範囲のうち、基端側の部分については、中心線に沿った側断面を示している。

図6(a)においては、刃部50における電極52の形成領域(電極形成領域53(図5(a)、図5(b)))にドット状のハッチングを付している。

電極52は、先端爪部40の後述する基端側縁辺41、低段部55、及び、高段部54の基端部に位置する電極基端位置53aに亘って、連続的に形成されている。

10

【0013】

本実施形態に係る高周波処置具用ナイフ100は、医療用の高周波処置具200(以下、単に高周波処置具200と称する場合がある)の先端部に設けられ、内視鏡300(図7には内視鏡300の先端部のフード310における先端側の部分を示している)の鉗子孔(不図示)に挿入して用いられて生体組織を切開する高周波処置具用ナイフ100である。

高周波処置具用ナイフ100は、共通の回転軸(図2、図3に示す軸部材61)において軸支されて相互に開閉可能となっており、生体組織を切断する刃部50をそれぞれ有する一对の剪断鋏部10を備えている。

図5(a)、図5(b)及び図6(a)に示すように、一对の剪断鋏部10の各々は、当該剪断鋏部10の基端側に形成されていて上記回転軸において軸支されている基端片20と、当該剪断鋏部10の先端に形成されている先端爪部40と、当該剪断鋏部10における先端爪部40と基端片20との間に形成されている刃部50と、を有する。

20

刃部50には電極52が形成されており、上記回転軸の軸中心21aと刃部50の底51とを結ぶ仮想直線L1を基準とする高さが、先端爪部40の高さよりも、刃部50における電極52の形成領域(電極形成領域53)のうち最も高い位置の高さの方が低い。

【0014】

図5(a)には、仮想直線L1に対してそれぞれ平行な直線L2及び直線L3が示されている。このうち直線L2は、刃部50における電極52の形成領域(電極形成領域53)のうち最も高い位置を通る直線である。また、直線L3は、先端爪部40において最も高い位置を通る直線である。

30

仮想直線L1を基準とする高さが、先端爪部40の高さよりも、刃部50における電極52の形成領域のうち最も高い位置の高さの方が低いということは、換言すれば、仮想直線L1と直線L3との距離よりも、仮想直線L1と直線L2との距離の方が短いということである。

【0015】

また、本実施形態に係る医療用の高周波処置具200は、本実施形態に係る高周波処置具用ナイフ100を先端部に有し、基端側には、一对の剪断鋏部10の開閉操作を行うための手元操作部(操作部)90を有する。

【0016】

本実施形態によれば、仮想直線L1を基準とする高さが、先端爪部40の高さよりも、刃部50における電極52の形成領域(電極形成領域53)のうち最も高い位置の高さの方が低いことにより、一对の剪断鋏部10を閉じる際に刃部50によって生体組織を押し戻す動作が抑制される。このため、一对の剪断鋏部10を閉じる際に先端爪部40を速やかに生体組織に食い込ませることができ、一对の剪断鋏部10によって生体組織をより確実に把持することが可能である。

40

【0017】

図1に示すように、高周波処置具200は、長尺な操作ワイヤ68と、操作ワイヤ68の先端に設けられた高周波処置具用ナイフ100と、操作ワイヤ68が収容された可撓性のシース70と、シース70の基端側に設けられて操作ワイヤ68の基端が接続された手

50

元操作部 90 と、を備えている。

【0018】

シース 70 は、操作ワイヤ 68 を収容する長尺かつ管状の部材である。本実施形態の場合、シース 70 は、ステンレス線等の導電性ワイヤを密着巻回して作製された、金属製のコイル 71 (図 2、図 3) である。シース 70 の外表面には絶縁性被膜 72 が密着して設けられている。ただしシース 70 としては、金属製のコイル 71 に代えて絶縁性の管状部材 (チューブ) を用いてもよい。

【0019】

図 1 に示す手元操作部 90 は、操作ワイヤ 68 が挿通された軸部 95 と、この軸部 95 の基端部に設けられた指掛リング 92 と、操作ワイヤ 68 の基端が連結されて軸部 95 に対して進退移動するスライダ 93 と、を備えている。操作ワイヤ 68 は軸部 95 に対して摺動可能に挿通されている。ユーザは、指掛リング 92 に例えば親指を挿入し、スライダ 93 を他の 2 本の指で挟んで軸部 95 の長手方向に沿って進退駆動する。これにより、操作ワイヤ 68 は手元操作部 90 に対して前進または後退する。シース 70 の基端は手元操作部 90 に固定され、操作ワイヤ 68 はシース 70 に対して進退可能に挿通されているため、スライダ 93 の進退移動に連動して操作ワイヤ 68 の先端はシース 70 に対して前進または後退する。これにより、後述するように、高周波処置具用ナイフ 100 の進退部 67 (図 2、図 3) が進退駆動されて、一对の剪断鋏部 10 が開閉する。

一对の剪断鋏部 10 の回転軸の軸方向は、剪断鋏部 10 の板面に対して直交する方向であり、一对の剪断鋏部 10 が開閉する際には、図 5 (b) に示す内側面どうしが摺動する。

【0020】

図 1 に示すように、手元操作部 90 は給電部 91 を備えている。給電部 91 は一对の剪断鋏部 10 に高周波電流を印加するための端子であり、電源ケーブルを介して高周波電源 (不図示) が接続される。高周波処置具用ナイフ 100 を構成する一对の剪断鋏部 10、リンク片 65、66 および進退部 67 は、いずれも導電性の金属材料で作製されている。また、操作ワイヤ 68 も導電性の金属材料で作製されている。このため、給電部 91 に入力された高周波電流は一对の剪断鋏部 10 に印加される。

【0021】

図 2 及び図 3 に示すように、高周波処置具用ナイフ 100 は、板状の一对の剪断鋏部 10 と、これら剪断鋏部 10 を開閉可能に軸支している軸部材 61 と、2 枚のリンク片 65、66 と、進退部 67 と、保持棒 80 と、を備えている。

軸部材 61 の軸方向は、図 2 及び図 3 の紙面に対して直交する方向である。また、軸部材 61 の軸方向は、一对の剪断鋏部 10 どうしの重なり方向であり、言い換えると一对の剪断鋏部 10 の厚み方向である。

一对の剪断鋏部 10 は、操作ワイヤ 68 の押し引きにより開閉駆動される。操作ワイヤ 68 は、ステンレス鋼などの導電性の金属材料で作製されている。

【0022】

進退部 67 は操作ワイヤ 68 の先端に一体に連結されている。進退部 67 には軸部材 64 により 2 枚のリンク片 65、66 が回動可能に連結されている。さらに、リンク片 65 には軸部材 63 により一方の剪断鋏部 10 (以下、剪断鋏部 10a) の基端片 20 が回動可能に連結され、リンク片 66 には軸部材 62 により他方の剪断鋏部 10 (以下、剪断鋏部 10b) の基端片 20 が回動可能に連結されている。

各軸部材 62、63、64 の軸方向は、軸部材 61 の軸方向に対して平行な方向である。

一对の剪断鋏部 10 およびリンク片 65、66 は、図 2 及び図 3 に示す平面内 (軸部材 61 の軸方向に対して直交する平面内) で相対的に回動する。

一对の剪断鋏部 10 の基端片 20 と、リンク片 65、66 とにより菱形の四節リンクが構成されている。

なお、軸部材 62、63 は、軸部材 64 よりも先端側に位置しており、軸部材 61 は、

10

20

30

40

50

軸部材 6 2、6 3 よりも先端側に位置している。

【 0 0 2 3 】

保持棒 8 0 はシース 7 0 の先端に固定されている。

保持棒 8 0 は、シース 7 0 の先端に固定されている基端部 8 1 と、基端部 8 1 から先端側に突出している一对のブラケット 8 2 と、を備えている。

ブラケット 8 2 は、例えば板状に形成されている。

一对の剪断鋏部 1 0 は、一对のブラケット 8 2 の先端部に対して、軸部材 6 1 により軸支されている。

一对のブラケット 8 2 どうしの間隙において、一对の剪断鋏部 1 0 の基端片 2 0 と、リンク片 6 5、6 6 がそれぞれ回転可能となっており、進退部 6 7 においてシース 7 0 から先端側に突出している部分が進退可能となっている。

10

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、操作ワイヤ 6 8 および進退部 6 7 が基端側（図 2 における右方）に牽引されると、一对の剪断鋏部 1 0 が閉状態となる。逆に、図 3 に示すように、操作ワイヤ 6 8 および進退部 6 7 が先端側（図 3 における左方）に押し出されると、一对の剪断鋏部 1 0 が開状態となる。

【 0 0 2 5 】

一对の剪断鋏部 1 0 の各々は、軸部材 6 1 の近傍において回動面内で浅く屈曲する略 L 字状（すなわち鎌形状）をなしている。基端片 2 0 は、一对の剪断鋏部 1 0 の各々において、軸部材 6 1 よりも基端側の部分である。一方、一对の剪断鋏部 1 0 の各々において、軸部材 6 1 よりも先端側の部分を、先端片 3 0 と称する。

20

【 0 0 2 6 】

一对の剪断鋏部 1 0 の形状は、互いに同一であってもよいし、互いに異なってもよい。本実施形態の場合、一对の剪断鋏部 1 0 は互いに同一形状である。

以下、図 5（a）、（b）及び図 6（a）を用いて、剪断鋏部 1 0 の形状の詳細を説明する。

【 0 0 2 7 】

剪断鋏部 1 0 の先端片 3 0 の先端には、先端爪部 4 0 が形成されている。先端爪部 4 0 は、閉じ方向に突出している。閉じ方向とは一方の剪断鋏部 1 0 から他方の剪断鋏部 1 0 に向かう方向であり、その反対方向を開き方向と呼称する。

30

先端爪部 4 0 は、生体組織に食い込む突起である。

先端片 3 0 において先端爪部 4 0 よりも基端側の部分における閉じ方向側の端縁（エッジ）に沿って、刃部 5 0 が形成されている。

一对の剪断鋏部 1 0 の先端爪部 4 0 により生体組織を抱えるように保持して生体組織の脱落を防止した状態で、一对の剪断鋏部 1 0 の刃部 5 0 により生体組織を切開することができるようになっている。

【 0 0 2 8 】

一对の剪断鋏部 1 0 の各々の表面には絶縁性被膜 1 2（図 5（a）、図 5（b））が形成されている。絶縁性被膜 1 2 は、少なくとも、先端片 3 0 の表面のうち、電極 5 2 の形成領域を除く全体に形成されている。

40

絶縁性被膜 1 2 は、たとえばフッ素樹脂などの絶縁性材料を剪断鋏部 1 0 の表面にコーティングして形成することができる。

電極 5 2 は、刃部 5 0 において絶縁性被膜 1 2 から露出した線状の部分である。一对の剪断鋏部 1 0 は、給電部 9 1 から同位相の高周波電圧が印加されてモノポーラ型の高周波電極となる。一对の剪断鋏部 1 0 で生体組織を把持した状態で高周波電流を一对の剪断鋏部 1 0 に印加することにより、生体組織は焼灼されて切開される。なお、本実施形態に代えて、一对の剪断鋏部 1 0 の一方をアクティブ電極とし、他方をリターン電極とするバイポーラ型の高周波処置具 2 0 0 としてもよい。

【 0 0 2 9 】

本実施形態の場合、刃部 5 0 には、高段部 5 4 と、高段部 5 4 よりも背 3 1 側に向けて

50

窪んだ切欠形状の低段部 5 5 と、が形成されている。換言すれば、刃部 5 0 には、仮想直線 L 1 を基準とする高さが相対的に高い高段部 5 4 と、当該高さが相対的に低い低段部 5 5 とが形成されている。

電極 5 2 は、高段部 5 4 から低段部 5 5 に亘って形成されている。電極 5 2 は、図 5 (a) 及び図 5 (b) に示す電極形成領域 5 3 に形成されている。電極形成領域 5 3 は、図 6 (a) においてハッチングが付されている領域である。

本実施形態の場合、刃部 5 0 の底 5 1 は、低段部 5 5 の最低部である。

【 0 0 3 0 】

本実施形態の場合、刃部 5 0 は、1 つの高段部 5 4 と、1 つの低段部 5 5 とを有している。本実施形態の場合、高段部 5 4 は、平坦面である平坦部 5 4 a を有している。また、低段部 5 5 の底部は、平坦面である平坦部 5 5 a となっている。平坦部 5 4 a と平坦部 5 5 a とは互いに平行に配置されている。平坦部 5 4 a 及び平坦部 5 5 a は、それぞれ軸部材 6 1 の軸方向に対して平行に配置されている。また、平坦部 5 4 a 及び平坦部 5 5 a は、仮想直線 L 1 に対して平行に配置されている。

また、先端爪部 4 0 の後述する突出方向端縁 4 3 も、仮想直線 L 1 に対して平行に配置されている。

【 0 0 3 1 】

本実施形態の場合、高周波処置具用ナイフ 1 0 0 を一対の剪断鋏部 1 0 の上記回転軸の軸方向に視たときに（つまり図 2 及び図 3 の方向、又はその反対方向に視たときに）、先端爪部 4 0 における基端側の縁辺（以下、基端側縁辺 4 1（図 5 (a)、図 5 (b)））と仮想直線 L 1 とのなす角度 α が 9 0 度以下である。

このような構成により、先端爪部 4 0 によって生体組織を十分な把持力で把持することができる。

より詳細には、本実施形態の場合、角度 α が 9 0 度である。

ただし、角度 α は 9 0 度未満であってもよい。つまり、基端側縁辺 4 1 は仮想直線 L 1 に対してオーバーハングしていてもよい。

【 0 0 3 2 】

なお、先端爪部 4 0 における先端側の縁辺（以下、先端側縁辺 4 2（図 5 (a)、図 5 (b)））と仮想直線 L 1 とのなす角度 β は、9 0 度以上であってもよいし、9 0 度以下であってもよい。

本実施形態の場合、角度 β は略 9 0 度となっている。

【 0 0 3 3 】

また、本実施形態の場合、先端爪部 4 0 の突出方向の端縁（以下、突出方向端縁 4 3（図 5 (a)、図 5 (b)））における先端部 4 3 a 及び基端部 4 3 b が、それぞれ R 面取り形状とされている。

これにより、先端爪部 4 0 によって生体組織をソフトに把持することができる。

【 0 0 3 4 】

つまり、本実施形態の場合、先端爪部 4 0 によって生体組織をソフトに且つ十分な把持力で把持することができる。

【 0 0 3 5 】

一対の剪断鋏部 1 0 の少なくとも一方の剪断鋏部 1 0 には、ストッパ部 1 1 が形成されている。一対の剪断鋏部 1 0 の閉動作は、ストッパ部 1 1 が他方の剪断鋏部 1 0 の刃部 5 0 に当接することで規制されるようになっている。

本実施形態の場合、一対の剪断鋏部 1 0 の各々にストッパ部 1 1 が形成されており、剪断鋏部 1 0 a のストッパ部 1 1 が剪断鋏部 1 0 b の刃部 5 0 に当接するとともに、剪断鋏部 1 0 b のストッパ部 1 1 が剪断鋏部 1 0 a の刃部 5 0 に当接することで、一対の剪断鋏部 1 0 の閉動作が規制される。

【 0 0 3 6 】

ストッパ部 1 1 は、剪断鋏部 1 0 において、図 5 (b) に示す内側面に形成されている。図 6 (b) に示すように、ストッパ部 1 1 において、他方の剪断鋏部 1 0 側を向く

10

20

30

40

50

部位は、平坦面 1 1 a となっている。平坦面 1 1 a は、平坦部 5 4 a 及び平坦部 5 5 a に対して平行に配置されている。

ストッパー部 1 1 は、先端片 3 0 において高段部 5 4 が形成されている部位と低段部 5 5 が形成されている部位とのうち、高段部 5 4 が形成されている部位に配置されている。そして、一对の剪断鋏部 1 0 が図 2 に示すように閉じた際には、平坦面 1 1 a が他方の剪断鋏部 1 0 の平坦部 5 4 a に対して面接触することで、一对の剪断鋏部 1 0 の閉動作が規制される。

【 0 0 3 7 】

基端片 2 0 の先端部には、当該基端片 2 0 を厚み方向に貫通した第 1 軸支孔 2 1 が形成されている。一对の剪断鋏部 1 0 の第 1 軸支孔 2 1 に共通の軸部材 6 1 が挿通されて、一対の剪断鋏部 1 0 が軸支されている。

基端片 2 0 の基端部には、当該基端片 2 0 を厚み方向に貫通した第 2 軸支孔 2 2 が形成されている。一方の剪断鋏部 1 0 a の第 2 軸支孔 2 2 とリンク片 6 5 の先端部とに軸部材 6 3 が挿通されて、剪断鋏部 1 0 a とリンク片 6 5 とが相互に回転可能に軸支されている。同様に、他方の剪断鋏部 1 0 b の第 2 軸支孔 2 2 とリンク片 6 6 の先端部とに軸部材 6 2 が挿通されて、剪断鋏部 1 0 b とリンク片 6 6 とが相互に回転可能に軸支されている。

【 0 0 3 8 】

図 5 (a) に示すように、基端片 2 0 の外側面には段差部 2 3 が形成されている。基端片 2 0 において段差部 2 3 よりも基端側の部位は、段差部 2 3 よりも先端側の部位よりも薄くなっている。

図 4 に示すように、基端片 2 0 において段差部 2 3 よりも基端側の部位と先端側の部位との厚みの差は、リンク片 6 5 、 6 6 の厚みよりも若干大きい程度に設定されているか、又は、リンク片 6 5 、 6 6 の厚みと同等に設定されている。

【 0 0 3 9 】

図 4 に示すように、保持枠 8 0 の一对のブラケット 8 2 は、一对の剪断鋏部 1 0 の基端片 2 0 を一对の剪断鋏部 1 0 の回転軸 (軸部材 6 1) の軸方向における両側から挟持していると同時に、当該回転軸において軸支している。一对のブラケット 8 2 は、当該ブラケット 8 2 の先端部において基端片 2 0 を挟持及び軸支している。

一对のブラケット 8 2 の各々の先端部において、一对のブラケット 8 2 の各々の対向面 8 2 a に対する裏面である外面 8 2 b が平坦に形成されている。しかも、一对のブラケット 8 2 の各々の先端部の外面 8 2 b どうしの距離が、ブラケット 8 2 の基端部の外面どうしの距離よりも小さい。つまり、ブラケット 8 2 の先端部は、外面側が削られて平坦となったような形状となっている。

このため、ブラケット 8 2 と生体組織や鉗子孔の周壁との干渉を抑制することができる。また、ブラケット 8 2 に対する塗装が容易であるという効果も得られる。

【 0 0 4 0 】

以上のような第 1 実施形態によれば、仮想直線 L 1 を基準とする高さが、先端爪部 4 0 の高さよりも、刃部 5 0 における電極 5 2 の形成領域 (電極形成領域 5 3) のうち最も高い位置の高さの方が低いことにより、一对の剪断鋏部 1 0 を閉じる際に刃部 5 0 によって生体組織を押し戻す動作が抑制される。このため、一对の剪断鋏部 1 0 を閉じる際に先端爪部 4 0 を速やかに生体組織に食い込ませることができ、一对の剪断鋏部 1 0 によって生体組織をより確実に把持することが可能である。

【 0 0 4 1 】

〔 第 2 実施形態 〕

次に、図 8 及び図 9 を用いて第 2 実施形態を説明する。

本実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 は、以下に説明する点で、上記の第 1 実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 と相違しており、その他の点では、上記の第 1 実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 と同様に構成されている。

【 0 0 4 2 】

図 8 及び図 9 に示すように、本実施形態の場合、刃部 5 0 は、複数の低段部 5 5 と、これら低段部 5 5 どうしの間に位置する高段部 5 4 である中間高段部 5 6 と、を有する。

本実施形態によれば、一对の剪断鋏部 1 0 の中間高段部 5 6 によって生体組織を把持することができるため、より十分な把持力で生体組織を把持することができる。

【 0 0 4 3 】

本実施形態の場合、刃部 5 0 が 2 つの低段部 5 5 を有し、これら 2 つの低段部 5 5 どうしの間に 1 つの中間高段部 5 6 が配置されている。また、基端側の低段部 5 5 の更に基端側に高段部 5 4 が配置されている。

本実施形態の場合、電極基端位置 5 3 a は、例えば、基端側の低段部 5 5 の基端位置（基端側の高段部 5 4（中間高段部 5 6 でない方の高段部 5 4）の先端位置となっている。

10

【 0 0 4 4 】

本実施形態の場合、ストッパ部 1 1 は、先端片 3 0 において基端側の低段部 5 5 が形成されている部位に配置されている。そして、一对の剪断鋏部 1 0 が図 8 に示すように閉じた際には、平坦面 1 1 a が他方の剪断鋏部 1 0 の基端側の低段部 5 5 の平坦部 5 5 a に対して面接触することで、一对の剪断鋏部 1 0 の閉動作が規制される。

【 0 0 4 5 】

複数の（本実施形態の場合、2 つの）低段部 5 5 の深さは、互いに等しくてもよいし、互いに異なってもよい。本実施形態の場合は、2 つの低段部 5 5 の深さが互いに等しく、これら 2 つの低段部 5 5 の底が上記仮想直線上に位置する。

20

【 0 0 4 6 】

〔 第 3 実施形態 〕

次に、図 1 0 から図 1 2 を用いて第 3 実施形態を説明する。

本実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 は、以下に説明する点で、上記の第 1 実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 と相違しており、その他の点では、上記の第 1 実施形態に係る高周波処置具 2 0 0 及び高周波処置具用ナイフ 1 0 0 と同様に構成されている。

【 0 0 4 7 】

図 1 0 から図 1 2 に示すように、本実施形態の場合、刃部 5 0 は、複数の低段部 5 5 と、これら低段部 5 5 どうしの間に位置する高段部 5 4 である中間高段部 5 6 と、を有する。

30

本実施形態によれば、一对の剪断鋏部 1 0 の中間高段部 5 6 によって生体組織を把持することができるため、より十分な把持力で生体組織を把持することができる。

【 0 0 4 8 】

本実施形態の場合、刃部 5 0 は、複数の中間高段部 5 6 を有し、複数の中間高段部 5 6 のうち、基端側に位置する中間高段部 5 6 ほど、仮想直線 L 1 を基準とする高さが低い。

このため、一对の剪断鋏部 1 0 の中間高段部 5 6 どうしで生体組織を挟むタイミングを互いに近づけることができる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態の場合、刃部 5 0 は 2 つの中間高段部 5 6 を有している。

40

【 0 0 5 0 】

より詳細には、図 1 1 に示すように、本実施形態の場合、一对の剪断鋏部 1 0 が閉じられて、一对の剪断鋏部 1 0 の回転軸の軸方向において一对の剪断鋏部 1 0 の先端爪部 4 0 どうしが重なり始めたときに、一对の剪断鋏部 1 0 の互いに対応する中間高段部 5 6 どうしが接触する。

このため、一对の剪断鋏部 1 0 の中間高段部 5 6 どうしで生体組織を挟むタイミングを実質的に同タイミングに揃えることができる。

【 0 0 5 1 】

また、図 1 0 に示すように、高周波処置具用ナイフ 1 0 0 を上記回転軸の軸方向に視たときに、中間高段部 5 6 における基端側の縁辺（以下、基端側縁辺 5 7）と上記仮想直線 L 1 とのなす角度が 9 0 度以下である。

50

このような構成により、中間高段部 5 6 によって生体組織をより十分な把持力で把持することができる。

本実施形態の場合、複数の中間高段部 5 6 の各々について、基端側縁辺 5 7 と仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度以下である。

より詳細には、本実施形態の場合、基端側縁辺 5 7 と仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度である。ただし、この角度は 90 度未満であってもよい。

【0052】

また、高周波処置具用ナイフ 100 を上記回転軸の軸方向に視たときに、中間高段部 5 6 における先端側の縁辺（以下、先端側縁辺 5 8）と上記仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度以下である。

10

このような構成により、中間高段部 5 6 によって生体組織をより十分な把持力で把持することができる。

本実施形態の場合、複数の中間高段部 5 6 の各々について、先端側縁辺 5 8 と仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度以下である。

より詳細には、本実施形態の場合、中間高段部 5 6 と仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度である。ただし、この角度は 90 度未満であってもよい。

【0053】

また、中間高段部 5 6 の突出方向の端縁（以下、突出方向端縁 5 9）における先端部 5 9 a 及び基端部 5 9 b が、それぞれ R 面取り形状とされている。

これにより、中間高段部 5 6 によって生体組織をソフトに把持することができる。

20

【0054】

つまり、本実施形態の場合、中間高段部 5 6 によって生体組織をソフトに且つ十分な把持力で把持することができる。

【0055】

以上、図面を参照して各実施形態を説明したが、これらは本発明の例示であり、上記以外の様々な構成を採用することもできる。

【0056】

例えば、上記においては、先端爪部 40 の基端側縁辺 41 と仮想直線 L 1 とのなす角度が 90 度以下の例を説明したが、当該角度は 90 度以上であってもよい。

【0057】

30

また、上記においては、低段部 55 が平坦部 55 a を有する例を説明したが、剪断鋏部 10 の回転軸の方向に視たときの低段部 55 の形状は、円弧状の切欠形状であってもよい。

【0058】

また、上記の各実施形態は、本発明の主旨を逸脱しない範囲で、適宜に組み合わせることができる。

【0059】

本実施形態は以下の技術思想を包含する。

（１）医療用の高周波処置具の先端部に設けられ、内視鏡の鉗子孔に挿入して用いられて生体組織を切開する高周波処置具用ナイフであって、

40

共通の回転軸において軸支されて相互に開閉可能となっており、前記生体組織を剪断する刃部をそれぞれ有する一对の剪断鋏部を備え、

前記一对の剪断鋏部の各々は、

当該剪断鋏部の基端側に形成されていて前記回転軸において軸支されている基端片と、

当該剪断鋏部の先端に形成されている先端爪部と、

当該剪断鋏部における前記先端爪部と前記基端片との間に形成されている刃部と、

を有し、

前記刃部には電極が形成されており、

前記回転軸の軸中心と前記刃部の底とを結ぶ仮想直線を基準とする高さが、前記先端爪部の高さよりも、前記刃部における前記電極の形成領域のうち最も高い位置の高さの方が

50

低い高周波処置具用ナイフ。

(2) 当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記先端爪部における基端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が90度以下である(1)に記載の高周波処置具用ナイフ。

(3) 前記先端爪部の突出方向の端縁における先端部及び基端部が、それぞれR面取り形状とされている(1)又は(2)に記載の高周波処置具用ナイフ。

(4) 前記一对の剪断鋏部の少なくとも一方の剪断鋏部には、ストッパー部が形成されており、

前記一对の剪断鋏部の閉動作は、前記ストッパー部が他方の剪断鋏部の前記刃部に当接することで規制される(1)から(3)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(5) 前記刃部には、高段部と、前記高段部よりも背側に向けて窪んだ切欠形状の低段部と、が形成されており、

前記高段部から前記低段部に亘って前記電極が形成されており、

前記刃部の前記底は、前記低段部の最低部である(1)から(4)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(6) 前記刃部は、複数の前記低段部と、これら低段部どうしの間に位置する前記高段部である中間高段部と、を有する(5)に記載の高周波処置具用ナイフ。

(7) 前記刃部は、複数の前記中間高段部を有し、

前記複数の中間高段部のうち、基端側に位置する中間高段部ほど、前記仮想直線を基準とする高さが低い(6)に記載の高周波処置具用ナイフ。

(8) 前記一对の剪断鋏部が閉じられて、前記回転軸の軸方向において前記一对の剪断鋏部の前記先端爪部どうしが重なり始めたときに、前記一对の剪断鋏部の互に対応する前記中間高段部どうしが接触する(6)又は(7)に記載の高周波処置具用ナイフ。

(9) 当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記中間高段部における基端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が90度以下である(6)から(8)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(10) 当該高周波処置具用ナイフを前記回転軸の軸方向に視たときに、前記中間高段部における先端側の縁辺と前記仮想直線とのなす角度が90度以下である(6)から(9)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(11) 前記中間高段部の突出方向の端縁における先端部及び基端部が、それぞれR面取り形状とされている(6)から(10)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(12) 前記一对の剪断鋏部の前記基端片を前記回転軸の軸方向における両側から挟持しているとともに前記回転軸において軸支している一对のブラケットを備え、

前記一对のブラケットは、当該ブラケットの先端部において前記基端片を挟持及び軸支しており、

前記一对のブラケットの各々の先端部において、前記一对のブラケットの各々の対向面に対する裏面である外面が平坦に形成されており、

且つ、

前記一对のブラケットの各々の先端部の外面どうしの距離が、前記ブラケットの基端部の外面どうしの距離よりも小さい(1)から(11)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフ。

(13) (1)から(12)のいずれか一項に記載の高周波処置具用ナイフを先端部に有し、基端側には、前記一对の剪断鋏部の開閉操作を行うための操作部を有する医療用の高周波処置具。

【符号の説明】

【0060】

10、10a、10b 剪断鋏部

11 ストッパー部

11a 平坦面

10

20

30

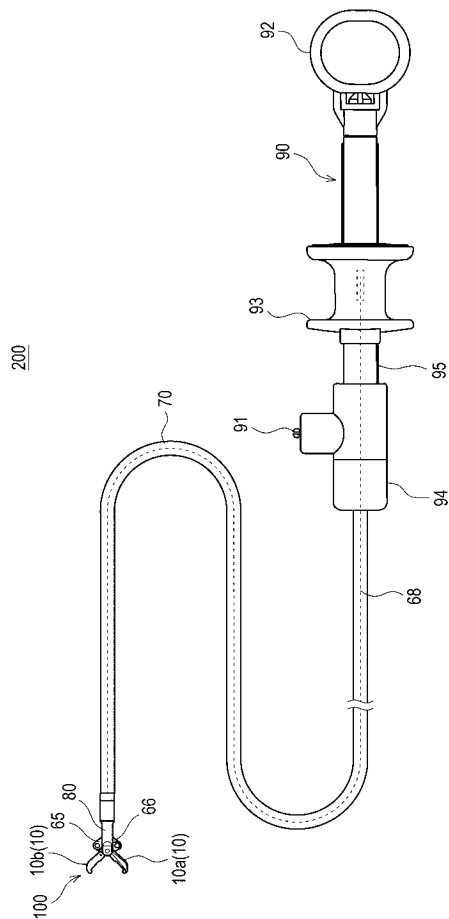
40

50

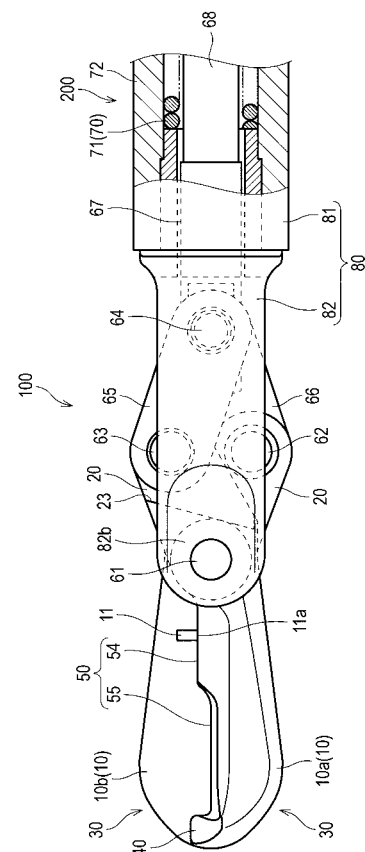
1 2	絶縁性被膜	
2 0	基端片	
2 1	第 1 軸支孔	
2 1 a	軸中心	
2 2	第 2 軸支孔	
2 3	段差部	
3 0	先端片	
3 1	背	
4 0	先端爪部	
4 1	基端側縁辺	10
4 2	先端側縁辺	
4 3	突出方向端縁	
4 3 a	先端部	
4 3 b	基端部	
5 0	刃部	
5 1	底	
5 2	電極	
5 3	電極形成領域	
5 3 a	電極基端位置	
5 4	高段部	20
5 4 a	平坦部	
5 5	低段部	
5 5 a	平坦部	
5 6	中間高段部	
5 7	基端側縁辺	
5 8	先端側縁辺	
5 9	突出方向端縁	
5 9 a	先端部	
5 9 b	基端部	
6 1、6 2、6 3、6 4	軸部材	30
6 5、6 6	リンク片	
6 7	進退部	
6 8	操作ワイヤ	
7 0	シース	
7 1	コイル	
7 2	絶縁性被膜	
8 0	保持枠	
8 1	基端部	
8 2	ブラケット	
8 2 a	対向面	40
8 2 b	外面	
9 0	手元操作部（操作部）	
9 1	給電部	
9 2	指掛リング	
9 3	スライダ	
9 4	回転操作部	
9 5	軸部	
L 1	仮想直線	
L 2	直線	
L 3	直線	50

1 0 0 高周波処置具用ナイフ
 2 0 0 医療用の高周波処置具
 3 0 0 内視鏡
 3 1 0 フード

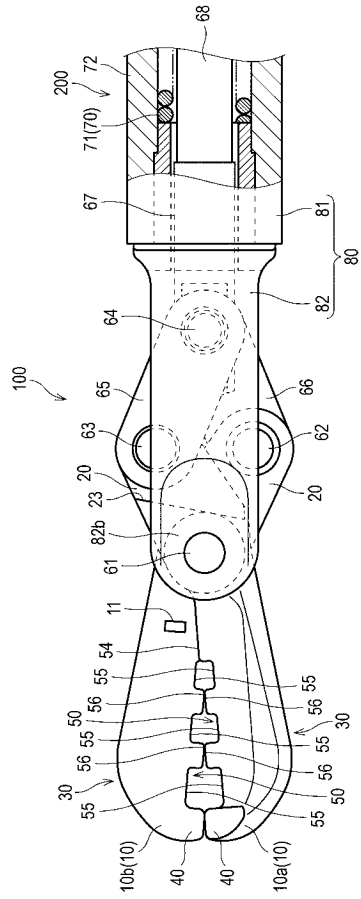
【図 1】



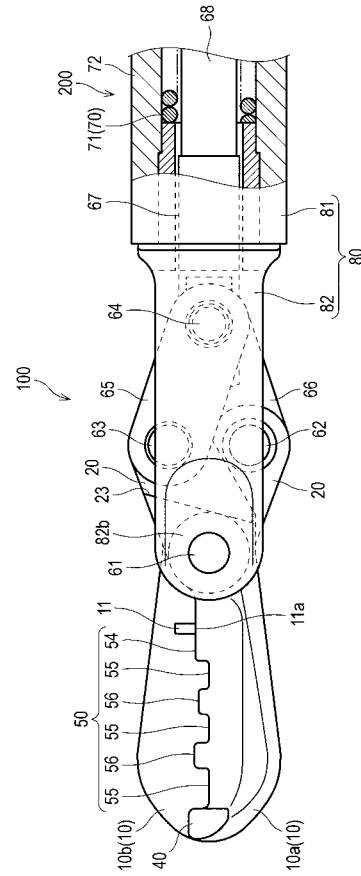
【図 2】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 原田 新悦

秋田県秋田市土崎港相染町字中島下 2 7 - 4 秋田住友ベーク株式会社内

(72)発明者 伊丹 康人

秋田県秋田市土崎港相染町字中島下 2 7 - 4 秋田住友ベーク株式会社内

F ターム(参考) 4C160 FF05 FF19 KK03 KK06 KK19 KK36 KK37

专利名称(译)	用于高频治疗工具的刀具，以及用于医疗用途的高频治疗工具		
公开(公告)号	JP2019047958A	公开(公告)日	2019-03-28
申请号	JP2017174238	申请日	2017-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	住友电木株式会社		
申请(专利权)人(译)	住友ペークライト株式会社		
[标]发明人	坂口幸彦 池田昌夫 石井靖久 原田新悦 伊丹康人		
发明人	坂口 幸彦 池田 昌夫 石井 靖久 原田 新悦 伊丹 康人		
IPC分类号	A61B17/3201		
FI分类号	A61B17/3201		
F-TERM分类号	4C160/FF05 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK36 4C160/KK37		
代理人(译)	俊介右田		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种高频治疗工具刀具有能够更可靠地夹持生物体组织的结构。一种用于高频治疗工具的刀具设置有一对剪切楔10，所述剪切楔10分别由共同的旋转轴支撑，以便能够相互打开和闭合并且具有用于剪切生物组织的刀片50。每个剪切脊10形成在剪切脊10的近端侧并且在旋转轴处被支撑，并且形成在剪切脊10的尖端处。它具有尖端爪部分40和在剪切凸缘部分10中形成在尖端爪部分40和基端件20之间的叶片部分50，并且在叶片部分50上形成电极52。基于连接旋转轴的轴向中心21a和叶片部分50的底部51的虚拟直线L1的高度高于叶片中电极52的形成区域中的尖端爪部40的高度。区域53) 中最高位置的高度较低。

[选中图]图5

