

【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先端処置具であって、

それぞれライン状の形状の電極が形成され、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又は挟持して高周波切除する一対の開閉部により構成された先端処置部を備え、

前記一対の開閉部が閉じた状態で、前記回転軸の軸方向に視たときの前記先端処置部の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である高周波処置具用先端処置具。

10

【請求項 2】

前記先端処置部の前記先端側の部分は、前記電極の形成領域の基端よりも先端側の部分である請求項 1 に記載の高周波処置具用先端処置具。

【請求項 3】

前記先端処置部の前記先端側の部分は、前記先端処置部の先基端方向における中間位置よりも先端側の部分である請求項 1 又は 2 に記載の高周波処置具用先端処置具。

【請求項 4】

前記一対の開閉部の基端部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対のブラケットを備え、

前記一対の開閉部が閉じた状態で、先基端方向と前記軸方向との双方に対して直交する方向において、前記先端処置部の基端部の寸法が、前記ブラケットの寸法よりも小さい請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

20

【請求項 5】

前記一対の開閉部の開き方向側の縁部と外面との境界部が面取り形状とされている請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

【請求項 6】

前記一対の開閉部の基端部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対のブラケットを備え、

前記一対のブラケットは、当該ブラケットの先端部において前記一対の開閉部を挟持及び軸支しており、

30

前記一対のブラケットの各々の先端部において、前記一対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、

前記一対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 5 のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具を先端部に有し、基端側には、前記一対の開閉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。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、高周波処置具用先端処置具、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、開閉可能な一対の開閉部を含む先端処置具（高周波処置具用

50

先端処置具)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、内視鏡の先端から先端処置具を突出させて一对の開閉部を開いて処置を行う際に、内視鏡の先端(例えばフー

10

ードの先端)に対して一对の開閉部が干渉しやすい。

【0006】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、内視鏡の先端との干渉を抑制することが可能な構造の高周波処置具用先端処置具、及び、医療用の高周波処置具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先端処置具であって、

それぞれライン状の形状の電極が形成され、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又は挟持して高周波切除する一对の開閉部により構成された先端処置部を備え、

20

前記一对の開閉部が閉じた状態で、前記回転軸の軸方向に視たときの前記先端処置部の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である高周波処置具用先端処置具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先端処置具を先端部に有し、基端側には、前記一对の開閉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】

30

【0009】

本発明によれば、高周波処置具用先端処置具の一对の開閉部と内視鏡の先端との干渉を抑制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先端処置具の側面図であり、一对の開閉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先端処置具の側面図であり、一对の開閉部が開いた状態を示す。

40

【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先端処置具の平面図であり、一对の開閉部が閉じた状態を示す。

【図5】図2のA-A線に沿った切断端面図である。

【図6】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先端処置具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7】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先端処置具の側面図であり、一对の開閉部が閉じた状態を示す。

【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先端処置具の側面図であり、一对の開閉部が開いた状態を示す。

【図9】第2実施形態に係る高周波処置具用先端処置具の一方の開閉部の先端部の斜視図

50

である。

【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】

10

〔第1実施形態〕

先ず、図1から図6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。

以下の説明において、先端処置部10の先端方向とは、回転軸（軸部材61）の軸中心61aから先端処置部10（開閉部10a、10b）の先端（図2における先端処置部10の左端）に向かう方向のことであり、先端処置部10の基端方向とは、その逆方向のことである。したがって、先基端方向とは、図2における左右方向である。

【0013】

図1から図4のいずれかに示すように、本実施形態に係る高周波処置具用先端処置具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（不図示）を切開する高周波処置具用先端処置具100である。

20

本実施形態に係る高周波処置具用先端処置具100としては、一対のカップ状の開閉部を有する生検鉗子を除く。

高周波処置具用先端処置具100は、一対の開閉部10a、10bにより構成された先端処置部10を備えている。一対の開閉部10a、10bにはそれぞれライン状（線状）の形状の電極52が形成されている。なお、ライン状の形状の電極52とは、一対のカップ状の開閉部を有する生検鉗子にみられるような環状又はU字状の電極ではない。なお、電極52は、部分ごとに高低差が存在していたり、蛇行していたりしてもよい。

30

一対の開閉部10a、10b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、生体組織を剪断又は挟持して高周波切除する。

一対の開閉部10a、10bは、板状又は棒状の形状であり、カップ状の形状ではない。

一対の開閉部10a、10bが閉じた状態で、上記回転軸の軸方向（図2の紙面に対して直交する方向）に視たときの先端処置部10の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である。ここでいう幅広又は幅狭とは一対の開閉部10a、10bの開き方向（図2における上下方向）において幅広又は幅狭という意味である。

40

換言すれば、一対の開閉部10a、10bが閉じた状態で、上記回転軸の軸方向（図2の紙面に対して直交する方向）に視たときの先端処置部10の先端側の部分の形状が、基端から先端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である。

先端処置部10とは、一対の開閉部10a、10bにおいて上記回転軸（軸部材61）よりも先端側に位置する部分であり、本実施形態の場合、一対の開閉部10a、10bにおいて、保持枠80のブラケット82から先端側に突出している部分が先端処置部10である。

【0014】

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

50

具用先端処置具 100 を先端部に有し、基端側には、一对の開閉部 10a、10b の開閉操作を行うための手元操作部（操作部）90 を有する。

【0015】

本実施形態によれば、一对の開閉部 10a、10b が閉じた状態で、上記回転軸の軸方向に視たときの先端処置部 10 の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状となっていることにより、図 6 に示すように、内視鏡 300 の先端から先端処置部 10 を突出させ、一对の開閉部 10a、10b を開いて処置を行なう際に、内視鏡 300 の先端（例えばフード 310 の先端）に対する一对の開閉部 10a、10b の干渉を抑制することができる。

また、先端処置部 10 が内視鏡 300 の鉗子孔（不図示）の周壁に対してほぼ点接触するため、高周波処置具用先端処置具 100 を鉗子孔内で前進させる動作をスムーズにすることができる。

また、一对の開閉部 10a、10b どうしを開いた状態で回転操作することもあり、その場合に、一对の開閉部 10a、10b と、これら一对の開閉部 10a、10b の背後に位置する生体組織と、の干渉を抑制できる。

【0016】

本実施形態の場合、医療用の高周波処置具 200 は鉗鉗子であり、一对の開閉部 10a、10b の各々は、薄板状の剪断部であり、これら一对の開閉部 10a、10b を軸支している軸部材 61 の軸方向は、これら一对の開閉部 10a、10b の厚み方向に延在している。

一对の開閉部 10a、10b の各々は、生体組織を剪断する刃部 50 をそれぞれ有している。

より詳細には、一对の開閉部 10a、10b の各々は、一对の開閉部 10a、10b の各々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、一对の開閉部 10a、10b の各々の先端に形成されている先端爪部 40 と、一对の開閉部 10a、10b の各々における先端爪部 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。刃部 50 には上記のライン状の電極 52 が形成されている。

【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先端処置具 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、高周波処置具用先端処置具 100 の進退部 67（図 2、図 3）が進退駆動されて、一对の開閉部 10a、10b が開閉する。

一对の開閉部 10a、10b の回転軸の軸方向は、一对の開閉部 10a、10b の板面

に対して直交する方向であり、一対の開閉部 10 a、10 b が開閉する際には、一対の開閉部 10 a、10 b の互いの対向面 16 (図 5 参照) の一部分どうしが摺動する。

【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 は一対の開閉部 10 a、10 b 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。高周波処置具用先端処置具 100 を構成する一対の開閉部 10 a、10 b、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対の開閉部 10 a、10 b に印加される。

【0021】

図 2 及び図 3 に示すように、高周波処置具用先端処置具 100 は、板状の一対の開閉部 10 a、10 b と、これら一対の開閉部 10 a、10 b 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、保持枠 80 と、を備えている。

一対の開閉部 10 a、10 b 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 により一方の開閉部 10 a 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 により他方の開閉部 10 b 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。

一対の開閉部 10 a、10 b 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。

一対の開閉部 10 a、10 b 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、軸部材 62、63 よりも先端側に位置している。

【0023】

保持枠 80 はシース 70 の先端に固定されている。

保持枠 80 は、シース 70 の先端に固定されている基端部 81 と、基端部 81 から先端側に突出している一対のブラケット 82 と、を備えている。

ブラケット 82 は、例えば板状に形成されている。

一対の開閉部 10 a、10 b は、一対のブラケット 82 の先端部に対して、軸部材 61 により軸支されている。

一対のブラケット 82 どうしの間隙において、一対の開閉部 10 a、10 b の基端片 20 と、リンク片 65、66 がそれぞれ回轉可能となっており、進退部 67 においてシース 70 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。

【0024】

このように、高周波処置具用先端処置具 100 は、一対の開閉部 10 a、10 b の基端部を回轉軸 (軸部材 61) の軸方向における両側から挟持しているとともに回轉軸において軸支している一対のブラケット 82 を備えている。

【0025】

図 2 に示すように、操作ワイヤ 68 および進退部 67 が基端側 (図 2 における右方) に牽引されると、一対の開閉部 10 a、10 b が閉状態となる。逆に、図 3 に示すように、操作ワイヤ 68 および進退部 67 が先端側 (図 3 における左方) に押し出されると、一対の開閉部 10 a、10 b が開状態となる。

【0026】

一対の開閉部 10 a、10 b の各々は、軸部材 61 の近傍において回動面内で浅く屈曲

10

20

30

40

50

する略Ｌ字状（すなわち鎌形状）をなしている。基端片２０は、一对の開閉部１０ａ、１０ｂの各々において、軸部材６１よりも基端側の部分である。一方、一对の開閉部１０ａ、１０ｂの各々において、軸部材６１よりも先端側の部分を、先端片３０と称する。

【００２７】

一对の開閉部１０ａ、１０ｂ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、一对の開閉部１０ａ、１０ｂは互いに同一形状である。

【００２８】

開閉部１０ａ、１０ｂの各々の先端片３０の先端には、先端爪部４０が形成されている。先端爪部４０は、閉じ方向に突出している。閉じ方向とは一对の開閉部１０ａ、１０ｂが閉じる方向、すなわち一方の開閉部１０ａから他方の開閉部１０ｂに向かう方向、及び、他方の開閉部１０ｂから一方の開閉部１０ａに向かう方向である。また、一对の開閉部１０ａ、１０ｂが開く方向を開き方向と呼称する。

先端爪部４０は、生体組織に食い込む突起である。

先端片３０において先端爪部４０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５０が形成されている。

一对の開閉部１０ａ、１０ｂの先端爪部４０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、一对の開閉部１０ａ、１０ｂの刃部５０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。

【００２９】

一对の開閉部１０ａ、１０ｂの各々の表面には絶縁性被膜１２（図２、図３）が形成されている。絶縁性被膜１２は、少なくとも、先端片３０の表面のうち、電極５２の形成領域を除く全体に形成されている。

絶縁性被膜１２は、たとえばフッ素樹脂などの絶縁性材料を開閉部１０ａ、１０ｂの表面にコーティングして形成することができる。

絶縁性被膜１２の膜厚は、先端処置部１０において最も幅広の部分における膜厚が、局部的に、他部における膜厚よりも厚くなってもよい。このようにすることにより、先端処置部１０が内視鏡３００の鉗子孔（不図示）の周壁に対してほぼ点接触して進退する際にも、先端処置部１０において最も幅広の部分における絶縁性被膜１２の剥離を抑制できて、当該部分における金属素地の露出を抑制できる。

電極５２は、刃部５０において絶縁性被膜１２から露出した線状の部分である。一对の開閉部１０ａ、１０ｂは、給電部９１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。一对の開閉部１０ａ、１０ｂで生体組織を把持した状態で高周波電流を一对の開閉部１０ａ、１０ｂ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、一对の開閉部１０ａ、１０ｂ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２００としてもよい。

【００３０】

刃部５０の形状は特に限定されないが、本実施形態の場合、刃部５０には、高段部５４と、高段部５４よりも開き方向側に向けて窪んだ切欠形状の低段部５５と、が形成されている。

電極５２は、例えば、先端爪部４０における基端側の縁辺、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５２ａに亘って、連続的に形成されている。

【００３１】

本実施形態の場合、「先端処置部１０の先端側の部分」、すなわち「一对の開閉部１０ａ、１０ｂが閉じた状態で、上記回転軸の軸方向に視たときの形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状の部分」は、電極５２の形成領域の基端（電極基端位置５２ａ）よりも先端側の部分である。

【００３２】

より詳細には、本実施形態の場合、「先端処置部１０の先端側の部分」は、先端処置部１０の先基端方向における中間位置Ｃ１（図２）よりも先端側の部分である。つまり、一对の開閉部１０ａ、１０ｂが閉じた状態で先端処置部１０を先基端方向に二分したうちの

10

20

30

40

50

先端側の部分が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状となっている。

【0033】

より詳細には、「先端処置部10の先端側の部分」は、先端から基端に向けて図2の上方及び下方の双方に向けて徐々に幅広になった後、徐々に幅狭になる形状である。

より詳細には、先端処置部10の全体が、先端から基端に向けて図2の上方及び下方の双方に向けて徐々に幅広になった後、徐々に幅狭になる形状である。つまり、先端処置部10において、図2の上下方向に最も幅広の部分よりも基端側の部分は、徐々に単調に幅狭となっている。

【0034】

一对の開閉部10a、10bの少なくとも一方には、ストッパ部11が形成されている。一对の開閉部10a、10bの開動作は、ストッパ部11が他方の開閉部（開閉部10a又は開閉部10b）の刃部50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、一对の開閉部10a、10bの各々にストッパ部11が形成されており、開閉部10aのストッパ部11が開閉部10bの刃部50に当接するとともに、開閉部10bのストッパ部11が開閉部10aの刃部50に当接することで、一对の開閉部10a、10bの開動作が規制される。

ストッパ部11において、他方の開閉部（開閉部10a又は10b）側を向く部位は、平坦面11aとなっている。

【0035】

図2から図4に示すように、基端片20の外側面には段差部23が形成されている。基端片20において段差部23よりも基端側の部位は、段差部23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20において段差部23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65、66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65、66の厚みと同等に設定されている。

【0036】

図2に示すように、一对の開閉部10a、10bが閉じた状態で、先基端方向と軸方向との双方に対して直交する方向（つまり図2における上下方向）において、先端処置部10の基端部19の寸法が、ブラケット82の寸法よりも小さい。つまり、図2に示す寸法W1が寸法W2よりも小さい。

このような構成によって、内視鏡300の先端から先端処置部10を突出させ、一对の開閉部10a、10bを開いて処置を行なう際に、内視鏡300の先端に対する一对の開閉部10a、10bの干渉をより一層抑制することができる。

同様に、一对の開閉部10a、10bどうしを開いた状態で回転操作する場合に、一对の開閉部10a、10bと、これら一对の開閉部10a、10bの背後に位置する生体組織と、の干渉をより一層抑制できる。

【0037】

図4に示すように、保持枠80の一对のブラケット82は、一对の開閉部10a、10bの基端片20を一对の開閉部10a、10bの回転軸（軸部材61）の軸方向における両側から挟持しているとともに、当該回転軸において軸支している。一对のブラケット82は、当該ブラケット82の先端部において基端片20を挟持及び軸支している。

一对のブラケット82の各々の先端部において、一对のブラケット82の各々の対向面82aに対する裏面である外面82bが平坦に形成されている。しかも、一对のブラケット82の各々の先端部の外面82bどうしの距離が、ブラケット82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82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82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82に対する塗装が容易であるという効果も得られる。

【0038】

ここで、図5に示すように、一对の開閉部10a、10bの開き方向側の縁部13と外

10

20

30

40

50

面 1 4 との境界部 1 5 が面取り形状とされている。

これにより、先端処置部 1 0 が内視鏡 3 0 0 の鉗子孔（不図示）の周壁に対してよりスムーズに滑動できるため、高周波処置具用先端処置具 1 0 0 を鉗子孔内で前進させる動作をスムーズにすることができる。

境界部 1 5 は R 面取り形状であることが好ましい。

【 0 0 3 9 】

また、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b の開き方向側の縁部 1 3 と対向面 1 6 との境界部 1 7 も面取り形状とされている。

これにより、先端処置部 1 0 が内視鏡 3 0 0 の鉗子孔（不図示）の周壁に対してよりスムーズに滑動できるため、高周波処置具用先端処置具 1 0 0 を鉗子孔内で前進させる動作をスムーズにすることができる。

10

境界部 1 7 も R 面取り形状であることが好ましい。

【 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、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b 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、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b 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、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b 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。

20

【 0 0 4 1 】

〔 第 2 実施形態 〕

次に、図 7 から図 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先端処置具 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先端処置具 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先端処置具 1 0 0 と同様に構成されている。

【 0 0 4 2 】

上記の第 1 実施形態では、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b の各々が薄板状の剪断缺部である例を説明したが、本実施形態の場合、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b はそれぞれ棒状に形成されており、且つ、互いの方を向く対向面 5 6、5 7 をそれぞれ備えている。

30

一对の開閉部 1 0 a、1 0 b が閉じた状態で、対向面 5 6 と対向面 5 7 とは一对の開閉部 1 0 a、1 0 b の開閉方向において互いに重なり合うようになっている。

一对の開閉部 1 0 a、1 0 b は、対向面 5 6、5 7 により生体組織を挟持するように構成されている。

【 0 0 4 3 】

図 9 に示すように、例えば、開閉部 1 0 a の幅方向における中央部において、先基端方向に延在する電極 5 2 が形成されている。同様に、図示は省略するが、開閉部 1 0 b の幅方向における中央部において、先基端方向に延在する電極 5 2 が形成されている。

【 0 0 4 4 】

例えば、開閉部 1 0 a と開閉部 1 0 b とのうち、開閉部 1 0 a の先端部には先端爪部 4 0 が形成されており、開閉部 1 0 b の先端部には先端爪部 4 0 が形成されていない。

40

開閉部 1 0 b は、先端爪部 4 0 を有していない分、開閉部 1 0 a よりも短く形成されている。図 7 に示すように一对の開閉部 1 0 a、1 0 b が閉じた状態で、開閉部 1 0 a の先端爪部 4 0 における基端側の面が、開閉部 1 0 b の先端面に対して当接又は近接するようになっている。

【 0 0 4 5 】

本実施形態の場合も、一对の開閉部 1 0 a、1 0 b が閉じた状態で、上記回転軸の軸方向（図 7 の紙面に対して直交する方向）に視たときの先端処置部 1 0 の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である。

また、本実施形態の場合も、先端処置部 1 0 の先端側の部分は、電極 5 2 の形成領域の

50

基端よりも先端側の部分である。

また、本実施形態の場合も、先端処置部 10 の先端側の部分は、先端処置部 10 の先基端方向における中間位置よりも先端側の部分である。

【0046】

本実施形態によっても、第 1 実施形態と同様の効果が得られる。

【0047】

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。

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。

【0048】

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、生体組織を切開する高周波処置具用先端処置具であって、

それぞれライン状の形状の電極が形成され、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又は挟持して高周波切除する一対の開閉部により構成された先端処置部を備え、

前記一対の開閉部が閉じた状態で、前記回転軸の軸方向に視たときの前記先端処置部の先端側の部分の形状が、先端から基端に向けて幅広になった後、幅狭になる形状である高周波処置具用先端処置具。

(2) 前記先端処置部の前記先端側の部分は、前記電極の形成領域の基端よりも先端側の部分である(1)に記載の高周波処置具用先端処置具。

(3) 前記先端処置部の前記先端側の部分は、前記先端処置部の先基端方向における中間位置よりも先端側の部分である(1)又は(2)に記載の高周波処置具用先端処置具。

(4) 前記一対の開閉部の基端部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対のブラケットを備え、

前記一対の開閉部が閉じた状態で、先基端方向と前記軸方向との双方に対して直交する方向において、前記先端処置部の基端部の寸法が、前記ブラケットの寸法よりも小さい(1)から(3)のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

(5) 前記一対の開閉部の開き方向側の縁部と外面との境界部が面取り形状とされている(1)から(4)のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

(6) 前記一対の開閉部の基端部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対のブラケットを備え、

前記一対のブラケットは、当該ブラケットの先端部において前記一対の開閉部を挟持及び軸支しており、

前記一対のブラケットの各々の先端部において、前記一対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、

前記一対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(5)のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具。

(7) (1)から(6)のいずれか一項に記載の高周波処置具用先端処置具を先端部に有し、基端側には、前記一対の開閉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】

【0049】

10 先端処置部

10a、10b 開閉部

11 ストッパー部

11a 平坦面

10

20

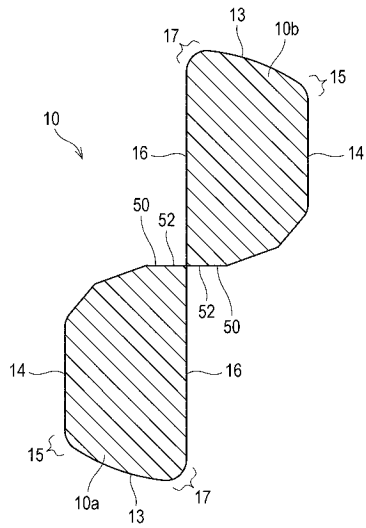
30

40

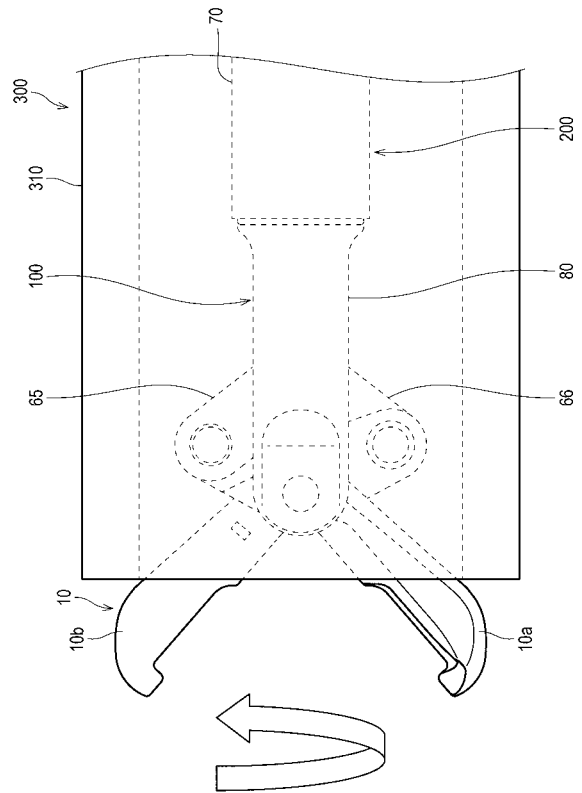
50

1 2	絶縁性被膜	
1 3	縁部	
1 4	外面	
1 5	境界部	
1 6	対向面	
1 7	境界部	
1 9	基端部	
2 0	基端片	
2 3	段差部	
3 0	先端片	10
4 0	先端爪部	
5 0	刃部	
5 2	電極	
5 2 a	電極基端位置	
5 4	高段部	
5 5	低段部	
5 6、5 7	対向面	
6 1、6 2、6 3、6 4	軸部材	
6 1 a	軸中心	
6 5、6 6	リンク片	20
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	
8 2 b	外面	30
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	
1 0 0	高周波処置具用先端処置具	
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	40

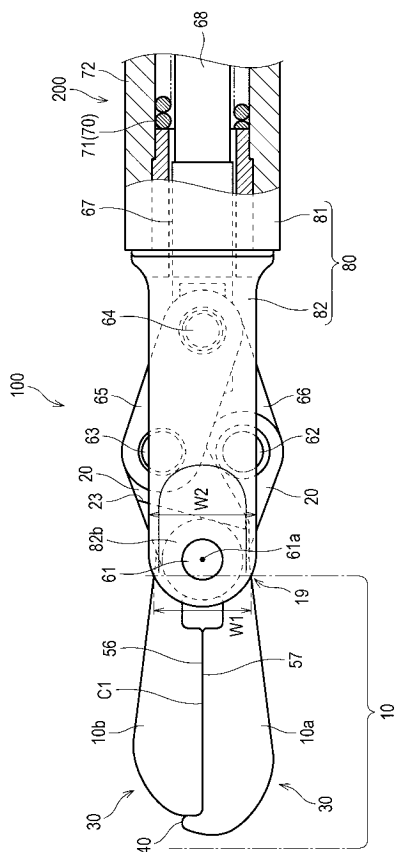
【図 5】



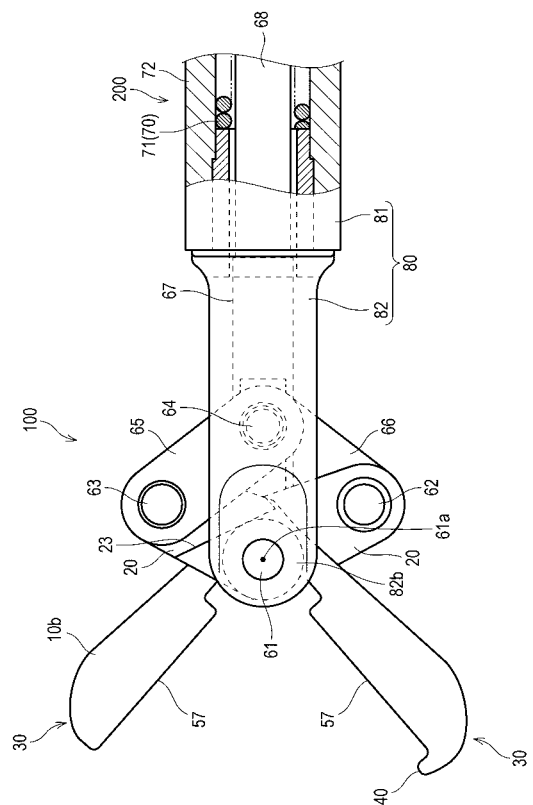
【図 6】



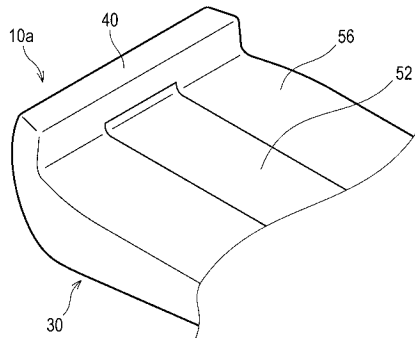
【図 7】



【図 8】



【 図 9 】



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 KK03 KK06 KK19 KK23 KK36 KK39 MM32

专利名称(译)	用于高频治疗工具的尖端治疗工具，以及医疗用高频治疗工具		
公开(公告)号	JP2019047959A	公开(公告)日	2019-03-28
申请号	JP2017174239	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)	住友ベ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	A61B18/14		
FI分类号	A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK23 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/MM32		
代理人(译)	俊介右田		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]提供一种能够抑制与内窥镜的尖端干涉的高频治疗工具的远端治疗工具。用于高频治疗工具的末端治疗工具设置在医疗用高频治疗工具的末端部分，并且用于插入内窥镜的钳子孔并用于切割活组织的高频治疗工具。远端治疗工具100是一对开闭电极，每个开关电极形成为线形并支撑在共同的旋转轴上，以便能够相互打开和闭合并剪切或夹住活组织以进行高频消融。在设置由部分10a和10b构成的远端处理部分10并且一对打开/关闭部分10a和10b关闭的状态下，当沿旋转轴的轴向观察时，远端处理部分10的远端侧部分的形状然而，在从远端到近端变宽之后，形状变得更窄。[选择图]图2

