

(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2016-87449

(P2016-87449A)

(43) 公開日 平成28年5月23日 (2016.5.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-205864 (P2015-205864)	(71) 出願人	000002141
(22) 出願日	平成27年10月19日 (2015.10.19)		住友ベークライト株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2014-219976 (P2014-219976)		東京都品川区東品川2丁目5番8号
(32) 優先日	平成26年10月29日 (2014.10.29)	(74) 代理人	100137589
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 右田 俊介
		(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
			秋田住友ベークライト株式会社内
		Fターム (参考)	4C160 FF14 FF19 KK03 KK06 KK19
			KK39 KK53 MM32 NN03 NN09

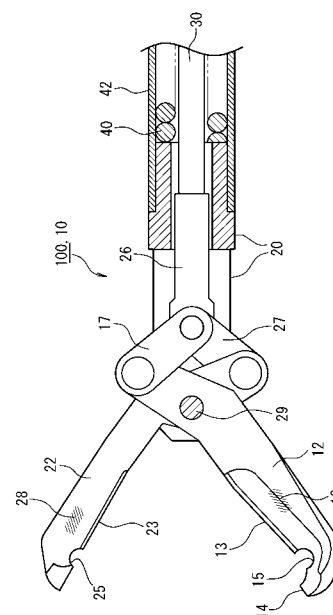
(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗

(57) 【要約】

【課題】 鉗片が滑ることなく目的の生体組織を正確に切開することが可能であって、たとえば筋層に至るような過度な深さで切開することなく低侵襲な手技が可能な内視鏡用鉗を提供する。

【解決手段】 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内視鏡用鉗100であり、互いに対向して重ね合わされ重ね方向に延在する回転軸29により開閉可能に軸支された一対の鉗片12、22と操作ワイヤ30とを備えている。一対の鉗片12、22は、生体組織を把持して切開する刃部13、23をそれぞれ有している。一対の鉗片12、22の少なくとも一方の先端部には、生体組織を把持する爪部14が、刃部13よりも閉じ方向に突出して形成されている。鉗片12、22の刃部13、23には厚み方向に貫通する凹部15、25が局所的に形成され、爪部14および凹部15、25を除く刃部13、23は、先基端方向に延在する平坦な線状に形成されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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内視鏡用鉗であって、互いに対向して重ね合わされ、重ね方向に延在する回動軸により開閉可能に軸支されているとともに、前記生体組織を把持して切開する刃部をそれぞれ有する一对の鉗片と、前記鉗片の基端部に駆動力を付与して前記鉗片の先端部を開閉操作する操作ワイヤと、を備え、

一对の前記鉗片の少なくとも一方の前記先端部には、前記生体組織を把持する爪部が前記刃部よりも閉じ方向に突出して形成されており、

前記一方または他方の前記鉗片の前記刃部には厚み方向に貫通する凹部が局所的に形成され、前記爪部および前記凹部を除く前記刃部が先基端方向に延在する平坦な線状に形成されていることを特徴とする内視鏡用鉗。

10

【請求項 2】

前記凹部が略半円形をなしている請求項 1 に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 3】

一对の前記鉗片の前記刃部の互いに対応する位置に略半円形の前記凹部が対向してそれぞれ形成されており、前記鉗片を閉じることで前記凹部が合わさって略円形の貫通孔が形成されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 4】

前記凹部が、前記鉗片の先基端方向の中間部よりも基端側に形成されている請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用鉗。

20

【請求項 5】

一对の前記鉗片は、前記凹部の形成領域よりも先端側に、前記重ね方向の一方側に湾曲する先端湾曲部を有する請求項 4 に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 6】

一对の前記鉗片は、前記先端湾曲部よりも基端側に、前記重ね方向の他方側に湾曲する基端湾曲部を有しており、

一对の前記鉗片の先端が前記操作ワイヤの延長線上に位置している請求項 5 に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 7】

30

一对の前記鉗片の前記一方または前記他方の少なくともいずれかの前記刃部に複数の前記凹部が先基端方向に互いに離間して並んで形成されており、当該刃部における前記凹部の形成領域を除く他の長さ領域が連続的な線状に形成されている請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 8】

前記操作ワイヤを通じて前記鉗片に高周波電圧を印加する給電部を更に備え、

一对の前記鉗片の表面にそれぞれ絶縁性被覆が設けられており、

前記刃部および前記凹部の内周面が前記絶縁性被覆から露出していることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 9】

40

前記絶縁性被覆がシリコン系セラミックを含む請求項 8 に記載の内視鏡用鉗。

【請求項 10】

一对の前記鉗片の表面にそれぞれ設けられた前記絶縁性被覆が互いに異なる色に着色されている請求項 8 または 9 に記載の内視鏡用鉗。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の鉗子孔に挿入して用いられる内視鏡用鉗に関する。

【背景技術】

【0002】

50

内視鏡手術は低侵襲であるため、たとえば病変組織などの生体組織を切除する外科手術等に用いられている。この種の内視鏡用の処置具としては、環状のスネアで生体組織を結紮して切除する器具や、カップ状や板状の鉗子片を有する把持鉗子、そして鉗片で生体組織を切開する内視鏡用鉗などが知られている。

【0003】

特許文献1には、鋸状の鰐歯が全体的に形成された一对の板状の鉗子片を開閉操作する把持鉗子が記載されている。鉗子片の先端部には、閉じ方向に突出する爪部が形成されており、この爪部に接続して複数の鰐歯が先基端方向に並んで鉗子片の略全体に設けられている。

【0004】

把持鉗子は、生体組織を強く把持し、これを挟み取るようにして切除する器具である。すなわち特許文献1の図7に示されるように、把持鉗子は、病変組織などの切除対象部位を包含する所定の広さの領域を把持して全体的に挟み取る器具である。これに対して内視鏡用鉗は、重ね合わされた一对の鉗片で生体組織に剪断力を付与して把持し、必要により高周波電圧を印加して生体組織を焼灼して切開する器具であり、把持鉗子と区別される。内視鏡用鉗は、病変組織などの切除対象部位の周囲に沿って周回状に生体組織を切開していくことによって切除対象部位を切除する器具である。内視鏡用鉗は生体組織の目的の部位のみを正確に切除することができるため、把持鉗子よりも更に低侵襲な手技が可能である。

【0005】

特許文献2には、内視鏡用鉗の一例が記載されている。この内視鏡用鉗における鉗片の先端部には閉じ方向に突出する爪部が形成されており、生体組織を把持した状態で鉗片により正確に切開することができる。特許文献2の図8には、鉗片の刃部を鋸歯状に形成することが開示されている。刃部を上下に折り曲がる鋸歯状にすることで比較的硬質な生体組織も切開することができるとされている。より具体的には、特許文献2の鉗片においては、先端の爪部に接続して複数の鋸歯が刃部の先基端方向の略全体に形成されており、言い換えると先端の鋸歯の凹部から立ち上がるようにして爪部が突出している。

【0006】

特許文献3には、内視鏡用鉗の他の例が記載されている。この内視鏡用鉗の鉗片（ブレード）の刃部（刃面）には窪みが形成されている。かかる窪みは、鉗片を厚み方向に貫通しない浅さで形成されており、生体組織を切開する際の滑り止めとして機能するとされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平5-31120号公報

【特許文献2】特開2013-138844号公報

【特許文献3】特開2012-165812号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

正対する一对のカップ状や板状の鉗子片で面状に生体組織を把持する把持鉗子と異なり、内視鏡用鉗の刃部は平坦で細幅の線状に形成されており、また生体組織に対して鉗片の厚み方向に僅かにずれた位置を剪断力によって把持するため把持力が弱い。このため、内視鏡用鉗で所望の部位を正確に切開するためには熟練を要する。これに対し、特許文献2の内視鏡用鉗のように鉗片の先端部に爪部を形成することで、生体組織に爪部を食い込ませてこれを把持した状態で切開することができるため、鉗片が滑ることなく、目的の生体組織を正確に切開することができる。また、特許文献2の内視鏡用鉗のように刃部を鋸歯状にすることで生体組織の把持力が増大する。

【0009】

しかしながら、特許文献2の内視鏡用鉗は、生体組織を過度な深さで切開してしまう虞がある。たとえば粘膜組織を切除する場合、表層の粘膜層やその下層にあたる粘膜下層のみならず、更に下層の筋層まで切開してしまうことは高侵襲であり避けることが好ましい場合がある。これに対し特許文献2の内視鏡用鉗は、爪部および複数の鋸歯が粘膜組織に食い込んでこれを把持した状態で切開するため、鉗片を粘膜組織に過度に深く食い込ませた場合には筋層まで切開される虞がある。

【0010】

一方、特許文献3に記載の内視鏡用鉗は刃部に窪みが形成されており生体組織が局所的に窪みに逃がされるため、切開する際の滑り止めとして機能するとされている。しかし、生体組織は窪みの深さの範囲内で逃がされるだけであるため、かかる微小な範囲内で柔軟に変形するような生体組織を切開する場合を除き、窪みによる滑り止めの機能は極めて限定される。

【0011】

本発明は上述のような課題に鑑みてなされたものであり、鉗片が滑ることなく目的の生体組織を正確に切開することが可能であって、たとえば筋層に至るような過度な深さで切開することなく低侵襲な手技が可能な内視鏡用鉗を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、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内視鏡用鉗であって、互いに対向して重ね合わされ、重ね方向に延在する回動軸により開閉可能に軸支されているとともに、前記生体組織を把持して切開する刃部をそれぞれ有する一対の鉗片と、前記鉗片の基端部に駆動力を付与して前記鉗片の先端部を開閉操作する操作ワイヤと、を備え、一対の前記鉗片の少なくとも一方の前記先端部には、前記生体組織を把持する爪部が前記刃部よりも閉じ方向に突出して形成されており、前記一方または他方の前記鉗片の前記刃部には厚み方向に貫通する凹部が局所的に形成され、前記爪部および前記凹部を除く前記刃部が先基端方向に延在する平坦な線状に形成されていることを特徴とする内視鏡用鉗が提供される。

【0013】

上記発明によれば、鉗片の先端部に爪部が閉じ方向に突出して形成されており、生体組織に爪部を食い込ませてこれを把持した状態で切開することができるため、鉗片が生体組織上で滑ることなく目的の組織を正確に切開することができる。また、刃部に形成された凹部が厚み方向に貫通しているため、特許文献3に比べて多くの生体組織を凹部に逃がして刃部を食い込ませることができる。ここで、爪部および局所的に形成された凹部を除き、刃部は先基端方向に延在する平坦な線状に形成されているため、刃部を特許文献2のような鋸歯状とする場合に比べて、生体組織に対する刃部の食い込みが適度に抑制される。このため、たとえば粘膜組織に対して鉗片を深く食い込ませた場合でも、鉗片を牽引して粘膜組織を引き上げることで、筋層は弾性復元力により鉗片の間から抜け落ち、実質的に粘膜層や粘膜下層のみが刃部により切開される。このため、筋層を傷つけることなく粘膜組織を切開することが可能である。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、鉗片が滑ることなく目的の生体組織を正確かつ低侵襲に切開することが可能な内視鏡用鉗が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の第一実施形態の内視鏡用鉗の全体構造を示す模式図である。

【図2】閉鎖状態の内視鏡用鉗における先端部の縦断面図である。

【図3】開放状態の内視鏡用鉗における先端部の縦断面図である。

【図4】鉗片を開放した状態を示す説明図である。

【図5】鉗片を閉鎖して生体組織を切開する状態を示す説明図である。

【図 6】本発明の第二実施形態の内視鏡用鉗における先端処置部の側面図である。

【図 7】本発明の第三実施形態の内視鏡用鉗における先端処置部の側面図である。

【図 8】図 8 (a) は本発明の第四実施形態の内視鏡用鉗における先端処置部の閉鎖状態を示す平面図であり、図 8 (b) は当該先端処置部の側面図である。

【図 9】本発明の第四実施形態の内視鏡用鉗における先端処置部の開放状態を示す側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。尚、各図面において、対応する構成要素には共通の符号を付し、重複する説明は適宜省略する。

【0017】

< 第一実施形態 >

図 1 は、本発明の第一実施形態の内視鏡用鉗 100 の全体構造を示す模式図である。図 2 は閉鎖状態の内視鏡用鉗 100 における先端部の縦断面図であり、図 3 は開放状態の内視鏡用鉗 100 における先端部の縦断面図である。図 4 は、鉗片 12、22 を開放した状態を示す説明図である。図 5 は、鉗片 12、22 を閉鎖して生体組織 200 を切開する状態を示す説明図である。

【0018】

はじめに、本実施形態の内視鏡用鉗 100 の概要について説明する。内視鏡用鉗 100 は、内視鏡の鉗子孔（図示せず）に挿入して用いられて生体組織 200（図 4、図 5 参照）を切開する器具である。内視鏡用鉗 100 は、互いに対向して重ね合わされ、重ね方向に延在する回動軸 29（図 2、図 3 参照）により開閉可能に軸支された一对の鉗片 12、22 と、操作ワイヤ 30 と、を備えている。一对の鉗片 12、22 は、生体組織 200 を把持して切開する刃部 13、23 をそれぞれ有している。操作ワイヤ 30 は、鉗片 12、22 の基端部に駆動力を付与して、鉗片 12、22 の先端部を開閉操作する部材である。一对の鉗片 12、22 の少なくとも一方の先端部には、生体組織 200 を把持する爪部 14 が、刃部 13 よりも閉じ方向に突出して形成されている。本実施形態の内視鏡用鉗 100 において、上記一方または他方の鉗片（本実施形態では鉗片 12 および 22 の両方）の刃部 13、23 には厚み方向に貫通する凹部 15、25 が局所的に形成され、爪部 14 および凹部 15、25 を除く刃部 13、23 は、先基端方向に延在する平坦な線状に形成されている。

【0019】

次に、本実施形態の内視鏡用鉗 100 について詳細に説明する。

【0020】

内視鏡用鉗 100 は、互いに重ね合わされた薄板状の鉗片 12、22 を開閉させて生体組織 200 に剪断力を付与して把持する鉗状の先端処置部 10 を有している。鉗片 12、22 は、回動軸 29 を軸として面内方向に互いに開閉する。回動軸 29 の延在方向（軸方向）は、鉗片 12、22 の重ね方向であり、言い換えると鉗片 12、22 の厚み方向である。先端処置部 10 は操作ワイヤ 30 により開閉駆動される。操作ワイヤ 30 は、ステンレス鋼などの導電性の金属材料で作成されている。

【0021】

内視鏡用鉗 100 は、可撓性のシース 40 と、このシース 40 の近位側に設けられた手元操作部 50 とを備えている。シース 40 は絶縁性の管状をなし、その内部に操作ワイヤ 30 が挿通されている。

【0022】

手元操作部 50 は、操作ワイヤ 30 が挿通された軸部 58 と、この軸部 58 の基端部に設けられた指掛リング 54 と、操作ワイヤ 30 の基端が連結されて軸部 58 に対して進退移動するスライダ 56 と、を備えている。操作ワイヤ 30 は軸部 58 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 54 に例えば親指を挿入し、スライダ 56 を他の 2 本の指で軸部 58 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 30 は手

10

20

30

40

50

元操作部 50 に対して前進または後退する。操作ワイヤ 30 はシース 40 に対して進退可能に挿通されており、スライダ 56 の移動に連動して操作ワイヤ 30 の先端部はシース 40 に対して前進または後退する。

【0023】

図 2 および図 3 に示すように、操作ワイヤ 30 の先端側には進退部 26 が一体に連結されている。進退部 26 には、2 枚のリンク片 17、27 が回動可能に連結されている。さらに、リンク片 17 には第一の銚片 12 が回動可能に連結され、リンク片 27 には第二の銚片 22 が回動可能に連結されている。第一の銚片 12、第二の銚片 22 およびリンク片 17、27 は、図 2 および図 3 に示す平面内で相対的に回動する。

【0024】

図 1 から図 3 に示すように、シース 40 の先端には保持枠 20 が装着されている。保持枠 20 の基端部はシース 40 に挿入されて固定され、保持枠 20 の先端部はシース 40 より突出してリンク片 17、27 を収容している。第一の銚片 12 と第二の銚片 22 とを回動可能に連結する回動軸 29 は保持枠 20 に対して固定されている。

【0025】

図 2 に示すように、操作ワイヤ 30 および進退部 26 が基端側（図 2 の右方）に牽引されると、リンク片 17、27 および銚片 12、22 は略直線状となり、先端処置部 10 は閉鎖状態となる。逆に、図 3 に示すように操作ワイヤ 30 および進退部 26 が先端側（図 3 の左方）に押し出されると、保持枠 20 の内部でリンク片 17、27 が回動軸 29 に近づいて銚片 12、22 を駆動し、先端処置部 10 は開放状態となる。

【0026】

銚片 12、22 は、回動軸 29 の近傍において回動面内方向に浅く屈曲する略 L 字状すなわち鎌形状をなしている。対になる銚片 12、22 の形状は、対称形状でもよくまたは非対称形状でもよい。銚片 12、22 およびリンク片 17、27 は、回動軸 29 を支点として先端処置部 10 を開閉駆動する四節リンク機構を構成している。そして操作ワイヤ 30 は、進退部 26 およびリンク片 17、27 を介して銚片 12、22 の基端部に駆動力を付与し、銚片 12、22 の先端部を開閉操作する。

【0027】

本実施形態のシース 40 は、ステンレス線等の導電性ワイヤを密着巻回した作成されたコイルである。シース 40 の外表面には絶縁性被覆 42 が密着して設けられている。回転操作部 57（図 1 参照）には操作ワイヤ 30 が摩擦的に接続されており、回転操作部 57 を軸部 58 のまわりに軸回転させることで、スライダ 56 に基端が固定された操作ワイヤ 30 はシース 40 の内部で回転する。これにより、先端処置部 10 を所望の向きに指向させることができる。回転操作部 57 は給電部 52 に対して回転可能に取り付けられており、給電部 52 と高周波電源（図示せず）とを連結する電源ケーブル（図示せず）を下方に垂下させた状態で回転操作部 57 を軸部 58 の周りに回転操作することができる。なお、本実施形態に代えて、スライダ 56 を軸部 58 のまわりに軸回転可能に構成して、スライダ 56 に回転操作部 57 の機能を付与してもよい。すなわち、スライダ 56 を軸部 58 の長手方向に沿って進退駆動することで操作ワイヤ 30 を進退させて先端処置部 10 を開閉操作し、またスライダ 56 を軸部 58 のまわりに軸回転させることで先端処置部 10 を回

【0028】

銚片 12、22 には、互いに重ねあわされる各内面のうち対向する端縁（エッジ）に沿って刃部 13、23 が形成されている。本実施形態の刃部 13、23 は、銚片 12、22 のうち回動軸 29 よりも先端側の一部領域に形成されている。刃部 13、23 は、銚片 12、22 において比較的鋭利に形成された刃面であり、生体組織 200（図 4、図 5 参照）を切開する部位である。具体的には、手元操作部 50 のスライダ 56（図 1 参照）を牽引して、図 2 に示すように回動軸 29 を中心に銚片 12、22 を回動させて先端部を閉じること、刃部 13、23 同士の間で剪断力が発生する。

【0029】

10

20

30

40

50

刃部 13、23 の端縁は、かかる剪断力により生体組織 200 を切開可能な程度に鋭利に形成されてもよく、またはかかる剪断力では生体組織 200 が切開されない程度に鈍い角度で形成されてもよい。本実施形態の内視鏡用鉗 100 では、刃部 13、23 の端縁は鈍い角度で形成され、スライダ 56 を牽引して発生する剪断力のみでは生体組織 200 が実質的に切開されないように構成されている。そして、鉗片 12、22 で生体組織 200 を把持した状態で、後述する高周波電圧を鉗片 12、22 の間に印加することにより生体組織 200 が焼灼されて切開される。これにより、鉗片 12、22 で生体組織 200 を把持し、そして生体組織 200 を引き延ばして所定の張力で伸長する間に、生体組織 200 が不測に切開されてしまうことがない。

【0030】

鉗片 12 または 22 の少なくとも一方の先端部には、生体組織 200 を把持する爪部 14 が、刃部 13 または 23 よりも閉じ方向に突出して形成されている。閉じ方向とは一方の鉗片 12、22 から他方の鉗片 22、12 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。

【0031】

図 3 に示すように、本実施形態の内視鏡用鉗 100 においては、第一の鉗片 12 の先端部に爪部 14 が閉じ方向に突出して形成されており、第二の鉗片 22 には、かかる爪部は形成されていない。ただし、本実施形態に代えて、第一の鉗片 12 および第二の鉗片 22 の双方に、それぞれ内向きに突出する爪部（符号略）を形成してもよい。第一の鉗片 12 および第二の鉗片 22 にそれぞれ爪部を形成する場合、各爪部の位置、形状および寸法は特に限定されず、同一形状または異形状の爪部が鉗片 12、22 から内向きにそれぞれ突出していてもよい。

【0032】

爪部 14 は、図 5 に示すように生体組織 200 に食い込み、鉗片 12、22 で把持された生体組織 200 を抱えるように保持して脱落を防止するための突起部である。爪部 14 には刃面は形成されておらず、その厚み寸法は刃部 13 の厚み寸法よりも大きい。

【0033】

第一の鉗片 12 の刃部 13 には厚み方向に貫通する凹部 15 が局所的に形成され、爪部 14 および凹部 15 を除く刃部 13 は、先基端方向（図 2 の左右方向）に延在する平坦な線状に形成されている。また、第二の鉗片 22 の刃部 23 にもまた、厚み方向に貫通する凹部 25 が局所的に形成され、凹部 25 を除く刃部 23 は、先基端方向（図 2 の左右方向）に延在する平坦な線状に形成されている。

【0034】

刃部 13、23 が平坦な線状であるとは、互いに重ねあわされる鉗片 12、22 の各内面のうち生体組織 200 に剪断力を付与する端縁が、直線形状または滑らかな湾曲形状であることをいう。すなわち本実施形態の刃部 13、23 には、鰐歯のような尖鋭な突出部は形成されていない。刃部 13 は、爪部 14 および凹部 15 の形成領域を除き、直線形状をなしている。同様に、刃部 23 は、凹部 25 の形成領域を除き、直線形状をなしている。ただし、本実施形態に代えて、刃部 13、23 の一方または両方は、閉じ方向に突出する凸円弧状または開き方向に窪んだ凹円弧状に、滑らかに湾曲していてもよい。

【0035】

刃部 13 または 23 の少なくとも一方（本実施形態では両方）の刃部 13、23 には、厚み方向に貫通する凹部 15、25 が局所的に形成されている。刃部 13、23 に凹部 15、25 が形成されているとは、生体組織 200 を切開する端縁から開き方向に窪むように凹部 15、25 が形成されていることをいう。言い換えると、凹部 15、25 は、生体組織 200 を切開する端縁において開口している。なお、本実施形態の内視鏡用鉗 100 では刃部 13 および 23 の両方に凹部 15、25 が形成されている態様を例示するが、後述する第二実施形態のように刃部 13 または 23 の一方（たとえば刃部 13）のみに凹部 15 を形成してもよい。

【0036】

凹部 15、25 は、刃部 13、23 を厚み方向に貫通している。このため、特許文献 3 の内視鏡用鉗のように刃部に有底の窪みを形成する場合と異なり、図 5 に示すように生体組織 200 を凹部 15、25 に逃がして鉗片 12、22 を生体組織 200 に更に良好に食い込ませることができる。

【0037】

本実施形態の凹部 15、25 は、それぞれ略半円形をなしている。略半円形とは、滑らかな湾曲線で構成された凹形状をいう。

【0038】

凹部 15 は、鉗片 12 の先端部に形成された爪部 14 に接続して形成されている。すなわち、爪部 14 は凹部 15 の内周面から閉じ方向に立ち上がるようにして突出形成されている。鉗片 12 の刃部 13 は、凹部 15 よりも基端側に延在して線状に形成されている。

【0039】

かかる略半円形の凹部 15、25 は、一对の鉗片 12、22 の刃部 13、23 の互に対応する位置に対向してそれぞれ形成されている。そして鉗片 12、22 を閉じることで、凹部 15、25 が合わさって略円形の貫通孔 16 が形成される（図 2 参照）。

【0040】

鉗片 12、22 を閉じたときに貫通孔 16 が形成されることで、生体組織 200 を貫通孔 16 で円柱状に包み込むようにして鉗片 12、22 により把持することができる。このため、生体組織 200 に食い込ませた爪部 14 と相俟って、生体組織 200 を爪部 14 および貫通孔 16 の複数箇所で把持することができる。これにより、生体組織 200 から先端処置部 10 に対して先基端方向のみならずその交差方向に力が加わった場合でも生体組織 200 を先端処置部 10 から掴み落とすことが好適に防止される。

【0041】

生体組織 200 として、図 4 に示すように、筋層 206 の上面に粘膜下層 204 が積層され、更にその上面に粘膜層 202 が積層された粘膜組織を例示する。かかる生体組織 200 として、たとえば胃の内壁面など消化器系の体腔内壁が例示される。粘膜層 202 には局所的に病変組織 203 が形成されている。粘膜下層 204 のうち、病変組織 203 の下部にあたる領域に、生理食塩水やヒアルロン酸などが注入された膨出部 210 を予め形成しておく。膨出部 210 を形成することで、病変組織 203 を筋層 206 から大きく遊離する。本実施形態の内視鏡用鉗 100 は、病変組織 203 の周縁を取り囲むように切開して、病変組織 203 を含む粘膜層 202 および粘膜下層 204 を、生体組織 200 から切除する。

【0042】

凹部 15、25 を刃部 13、23 に対して局所的に形成することにより、生体組織 200 の粘膜層 202 に爪部 14 および凹部 15、25（貫通孔 16）を食い込ませた状態で、平坦な線状の刃部 13、23 が粘膜層 202 に接触する。このため、粘膜層 202 が鉗片 12、22 に対して過度に食い込むことが抑制される。言い換えると、刃部 13、23 が粘膜層 202 を平坦に押し付けられることで、爪部 14 および貫通孔 16 に粘膜層 202 が食い込む深さが適度に抑制される。そして、生体組織 200 を把持した先端処置部 10 を上方に引き上げると、粘膜層 202 が爪部 14 に掛止された状態で、生体組織 200 は平坦な刃部 13、23 に沿って先基端方向に僅かに滑り落ちることができる。これにより、粘膜層 202 および粘膜下層 204 が先端処置部 10 に把持されて引き延ばされて所定の張力で伸長された状態となり、一方で筋層 206 は先端処置部 10 から離脱する。かかる状態でスライダ 56（図 1 参照）を更に牽引して鉗片 12、22 を閉じるとともに、後述するように高周波電圧を印加することで、粘膜層 202（または粘膜層 202 および粘膜下層 204）は切開される。粘膜層 202 および粘膜下層 204 に張力が負荷されていることで、刃部 13、23 による剪断力が粘膜層 202 に対して深さ方向に真っ直ぐに伝わり、粘膜層 202 を所望の位置で正確に切開することができる。

【0043】

深さ方向に複数回に亘って内視鏡用鉗 100 で生体組織 200 を切開してもよい。すな

わち、粘膜層 202 を切開したのち、先端処置部 10 を生体組織 200 に更に深く挿入して粘膜下層 204 を切開してもよい。さらに、粘膜下層 204 と筋層 206 との境界面に沿って水平方向に、膨出部 210 の下方における粘膜下層 204 を切開してもよい。

【0044】

本実施形態では、凹部 15、25 が対向して形成されて鉗片 12、22 を閉じることで略円形の貫通孔 16 が形成される態様を例示したが、凹部 15、25 はこれに限られない。鉗片 12、22 の先基端方向の異なる位置に凹部 15、25 をそれぞれ形成してもよい。この場合、凹部 15、25 の一部同士が連なる位置に形成してもよく、または凹部 15、25 を互いに完全に離間した位置に形成してもよい。

【0045】

本実施形態の先端処置部 10 は、生体組織 200 を焼灼しながら剪断力を付与することにより切開する。これにより、生体組織 200 を小さな力で切開でき、また切開された部位を同時に止血することができる。

【0046】

図 1 に示すように、内視鏡用鉗 100 は、操作ワイヤ 30 を通じて鉗片 12、22 に高周波電圧を印加する給電部 52 を備えている。給電部 52 は、高周波電源（図示せず）に接続される端子である。

【0047】

先端処置部 10 を構成する鉗片 12、22、リンク片 17、27 および進退部 26 は、いずれも導電性の金属材料で作成されている。また、上述のように操作ワイヤ 30 もまた導電性の金属材料で作成されている。このため、給電部 52 に印加された高周波電圧は鉗片 12、22 に負荷される。

【0048】

図 3 に示すように、一对の鉗片 12、22 の表面には絶縁性被覆 18、28 がそれぞれ設けられている。便宜上、図 3 では絶縁性被覆 18、28 を部分的に図示しているが、絶縁性被覆 18、28 は刃部 13、23 および凹部 15、25 を除き鉗片 12、22 の略全体に形成されている。すなわち、刃部 13、23 および凹部 15、25 の内周面は、絶縁性被覆 18、28 から露出している。

【0049】

絶縁性被覆 18、28 は、たとえばフッ素樹脂；ダイヤモンドライクカーボン（DLC：Diamond-like Carbon）；酸化チタン系やシリコン系などのセラミック材料；などの絶縁性材料をコーティングして形成することができる。本発明者の検討によれば、特にシリコン系セラミック材料を絶縁性材料として選択することで、絶縁性と通電に対する耐久性と密着性とに特に優れる絶縁性被覆が得られることが明らかとなっている。絶縁性と耐久性は絶縁性被覆の膜厚を大きくすることで達成されるが、膜厚を大きくした場合は鉗片との密着性が低下するという課題がある。これに対して、絶縁性材料としてシリコン系セラミックを選択することで、他のセラミック材料やフッ素樹脂、DLC と比較して、絶縁性、通電に対する耐久性および密着性をバランスして向上することができる。

【0050】

シリコン系セラミックを絶縁性材料とする場合、ポリシロキサン（オルガノポリシロキサン）を含む液状の絶縁性塗布剤を鉗片 12、22 に塗工して絶縁性被覆 18、28 を形成することができる。絶縁性塗布剤としては、ポリシロキサンのほか、シリカなどの無機フィラー、バインダー樹脂、顔料などの着色剤を、水系または溶剤系の溶媒に配合するとよく、任意で硬化剤を配合してもよい。

【0051】

一对の鉗片 12、22 の表面にそれぞれ設けられた絶縁性被覆 18、28 は、互いに異なる色に着色されていてもよい。具体的には、鉗片 12 に塗工される絶縁性被覆 18 に配合される第一の顔料と、鉗片 22 に塗工される絶縁性被覆 28 に配合される第二の顔料とを、目視にて弁別可能な程度に異なる色を呈する異種材料とするとよい。これにより、内視鏡観察下において、鉗片 12、22 の表裏の向きを容易に把握することができる。

10

20

30

40

50

【0052】

絶縁性被覆18、28の厚さは特に限定されないが、絶縁性材料としてフッ素樹脂を用いる場合は20 μ m以上80 μ m以下、DLCを用いる場合は1 μ m以上5 μ m以下、シリコン系セラミック材料を用いる場合は5 μ m以上40 μ m以下とすることができる。

【0053】

絶縁性被覆18、28から露出する刃部13、23は線状の電極となる。銑片12、22は、給電部52より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。

【0054】

刃部13、23を導電性の電極とし、銑片12、22におけるその他の領域に絶縁性被覆18、28を形成するにあたっては、以下のようにして行うことができる。すなわち、予め銑片12、22の全体に絶縁性材料をそれぞれコーティングしておき、その後に刃部13、23および凹部15、25の内周面にあたる屈曲した線状の領域のコーティングを研磨や薬品によって剥離することができる。

【0055】

なお、本実施形態では、凹部15、25の略半円形の内周面が全体的に絶縁性被覆18、28から露出して電極の一部として用いる態様を例示したが、本発明はこれに限られない。凹部15、25の内周面に絶縁性被覆18、28を形成してもよい。

【0056】

本実施形態のように凹部15、25の内周面に絶縁性被覆18、28を形成せずに露出させることで、刃部13、23および凹部15、25において生体組織200を焼灼することができるため、迅速な切開手技が可能である。逆に、凹部15、25の内周面に絶縁性被覆18、28を形成することで、生体組織200を焼灼した際に、凝固した組織が凹部15、25の内部に付着することが防止される。このため、内視鏡用銑100を用いて生体組織200を複数箇所亘って切開する場合に、凹部15、25が凝固した組織で埋まることがなく、銑片12、22の高い把持力が低下することが防止される。

【0057】

保持枠20は、少なくとも外表面に絶縁性被膜が被覆形成された金属材料、またはセラミックス材料もしくは樹脂材料などの絶縁性材料で作成されている。すなわち、給電部52に印加された高周波電圧が保持枠20を通じて生体組織200（図4、図5参照）に不測に印加されることがない。これにより、焼灼される生体組織200が、刃部13、23を除く銑片12、22のみならず、保持枠20に付着することも防止されている。

【0058】

<第二実施形態>

図6は、本発明の第二実施形態の内視鏡用銑100における先端処置部10の側面図である。同図は閉鎖状態の先端処置部10を示している。

【0059】

本実施形態の内視鏡用銑100は、一对の銑片12、22の一方または他方の少なくともいずれか（たとえば銑片12）の刃部13に複数の凹部15（15a～15c）が先基端方向に互いに離間して並んで形成されている。そして、当該銑片12における、凹部15a～15cの形成領域を除く他の長さ領域が連続的な線状に形成されている点で第一実施形態と相違する。

【0060】

以下、第一実施形態と重複する説明は適宜省略する。

【0061】

第二実施形態の内視鏡用銑100のように銑片12に複数の凹部15a～15cを形成することで、生体組織200（図5参照）に対する高い把持力を得ることができる。銑片12には、刃部13よりも閉じ方向に突出して爪部14が形成されている。刃部13または23のうち、爪部14が形成されている側（刃部13）に、複数の凹部15a～15cが形成されている。爪部14および凹部15a～15cを形成することで、把持された生

10

20

30

40

50

体組織 200 が先端処置部 10 から脱落することを良好に抑制することができる。

【0062】

凹部 15a～15c は、それぞれ略半円形をなしている。凹部 15a～15c の曲率半径および深さは特に限定されないが、本実施形態では凹部 15a～15c の曲率半径および深さは共通である。

【0063】

このとき、凹部 15a～15c を互いに離間して形成して、それぞれの間に平坦な線状の刃部 13 を形成することで、鉗片 12 が生体組織 200 に過度に食い込むことが抑制される。また、他方の鉗片 22 に凹部 25（図 2 参照）を形成せず、凹部 15a～15c の対向位置を平坦にすることで、同様に鉗片 12 が生体組織 200 に過度に食い込むことが抑制される。これにより、鉗片 12 に強く係合した生体組織 200 における筋層 206（図 5 参照）が、主として鉗片 22 の側より滑り落ちる。このため、筋層 206 を切開することなく、鉗片 12 により粘膜層 202 を良好に把持して、これを焼灼して切開することができる。

【0064】

凹部 15a と凹部 15b との間および凹部 15b と凹部 15c との間に加えて、爪部 14 と凹部 15a との間にも、絶縁性被覆 18（図 3 参照）から露出した導電性の刃部 13 が形成されている。これにより、爪部 14 および凹部 15a～15c を生体組織 200 に食い込ませた状態で、それぞれの間の部位で生体組織 200 が焼灼して切開される。

【0065】

なお、第二実施形態に代えて、凹部 15a～15c の深さを互いに相違させてもよい。具体的には、鉗片 12 の先端側に位置する凹部 15a を、中央の凹部 15b よりも深く形成し、鉗片 12 の基端側に位置する凹部 15c を凹部 15b よりも浅く形成してもよい。鉗片 12、22 は回動軸 29 を中心に軸回動して先端側が基端側よりも大きく開くため、鉗片 12、22 の先端側において多くの生体組織 200 が把持される（図 5 参照）。このため、先端側の凹部 15a を深くし、基端側の凹部 15c を浅くすることで、凹部 15a～15c において生体組織 200 に均等な係合力を得ることができる。

【0066】

<第三実施形態>

図 7 は、本発明の第三実施形態の内視鏡用鉗 100 における先端処置部 10 の側面図である。同図は閉鎖状態の先端処置部 10 を示している。

【0067】

本実施形態の内視鏡用鉗 100 は、凹部 15、25 が鉗片 12、22 の先基端方向の中間部よりも基端側に形成されている点で第一実施形態と相違する。

【0068】

ここでいう鉗片 12、22 の中間部とは、鉗片 12、22 の各先端から回動軸 29 までの先基端方向の長さの中央をいい、回動軸 29 よりも基端側でリンク片 17、27 により駆動される領域は考慮しない。また、凹部 15、25 が鉗片 12、22 の先基端方向の中間部よりも基端側に形成されているとは、凹部 15、25 の中心位置が鉗片 12、22 の先基端方向の中間部よりも基端側にあることをいう。

【0069】

以下、第一実施形態または第二実施形態と重複する説明は適宜省略する。

【0070】

鉗片 12 には、刃部 13 よりも閉じ方向に突出して爪部 14 が形成されている。爪部 14 と凹部 15 との間に、平坦で線状の刃部 13 が絶縁性被覆 18（図 3 参照）から露出して形成されている。鉗片 22 の刃部 23（図 3 参照）に関しても同様に、凹部 25 の先端側に形成されている。

【0071】

凹部 15、25 は略半円形をなし、一对の鉗片 12、22 の刃部 13、23 の互いに対応する位置に対向してそれぞれ形成されている。鉗片 12、22 を閉じることで凹部 15

10

20

30

40

50

、25が合わさって略円形の貫通孔16が形成される点で第一実施形態と共通する。

【0072】

銑片12に形成された凹部15の形成深さは、爪部14が刃部13から閉じ方向に突出する突出高さと同様またはそれよりも大きい。これにより、多くの生体組織200（図5参照）を貫通孔16に逃がして銑片12、22を生体組織200に食い込ませることができる。このため、生体組織200を把持した状態で先端処置部10を引き上げると、銑片12の先端の爪部14と、中間部よりも基端側に形成された凹部15、25との間で、生体組織200（粘膜層202）に張力を負荷することができる。すなわち、凹部15、25を中間部よりも基端側に形成して凹部15、25よりも専ら先端側に刃部13、23を形成することで、生体組織200のうち銑片12、22で切開される長さ領域の略全体に張力を負荷することができる。

10

【0073】

<第四実施形態>

図8（a）は第四実施形態の内視鏡用銑100における先端処置部10の閉鎖状態を示す平面図であり、図8（b）は当該先端処置部10の側面図である。図9は、第四実施形態の内視鏡用銑100における先端処置部10の開放状態を示す側面図である。上述した第一から第三実施形態のいずれかと重複する説明は適宜省略する。

【0074】

本実施形態の内視鏡用銑100における一对の銑片12、22は、凹部15a～15dの形成領域よりも先端側に、重ね方向の一方側（図8（a）における上方）に湾曲する先端湾曲部60を有している点で第一実施形態と相違する。

20

先端湾曲部60は、板状の銑片12、22を面直方向に曲げ形成することにより作成することができる。より具体的には、銑片12、22の中間部を面直方向に曲げ形成して曲折突部66を形成することで、銑片12、22の先端64は、操作ワイヤ30の延長線Lに対して斜め方向を向くこととなる。延長線Lは内視鏡用銑100における仮想線であり、図8（a）において二点鎖線で図示する。

曲折突部66は、銑片12、22のうち、先端湾曲部60の湾曲方向と反対側（図8（a）における下側）に形成される凸領域である。曲折突部66における銑片12、22の曲率半径は特に限定されないが、曲折突部66において先端湾曲部60と基端湾曲部62とが滑らかに連続形成されていることが好ましい。本実施形態のように先端湾曲部60を形成することで、先端処置部10を粘膜層202（図4参照）に沿って前進させる際に曲折突部66を粘膜層202と当接させることで、先端処置部10の先端64が粘膜層202とは反対側を向くため、当該先端64が粘膜層202と干渉することが抑制される。

30

【0075】

本実施形態の内視鏡用銑100において、一对の銑片12、22は、先端湾曲部60よりも基端側に、重ね方向の他方側（図8（a）における下方）に湾曲する基端湾曲部62を有している。一对の銑片12、22の先端64は、操作ワイヤ30の延長線L上に位置している。また、内視鏡用銑100を先端側から目視したときに、先端湾曲部60および基端湾曲部62を含む銑片12、22は、保持枠20の包絡域の内部に収まっている。これにより、内視鏡用銑100を内視鏡の鉗子孔に挿入して生体組織に向かって前進させる際に、先端湾曲部60を含む銑片12、22が鉗子孔の壁面と干渉することが防止される。

40

【0076】

図8（a）に示すように、銑片12、22は、保持枠20の内部に収容されている最基端部67においては、進退部26と平行であり操作ワイヤ30の延長線Lに沿って配置されている。かかる最基端部67の一部は保持枠20より先端側に突出している。基端湾曲部62は最基端部67の先端側に連設されている。

【0077】

一对の銑片12、22の一方または他方の少なくともいずれかの刃部13、23に複数の凹部15が先基端方向に互いに離間して並んで形成されている。本実施形態では、一对

50

の銑片 12、22 の両方の刃部 13、23 に対して、各 4 個の凹部 15 (15a ~ 15d) および 25 が、それぞれ互いに対応する位置に形成されている。凹部 15、25 は、銑片 12、22 の先基端方向の中間部よりも基端側に形成されている。具体的には、凹部 15 は刃部 13 の基端湾曲部 62 に形成されており、凹部 25 は刃部 23 の基端湾曲部 62 に形成されている。そして、刃部 13 における凹部 15 の形成領域を除く他の長さ領域は、連続的な線状に形成されている。同様に、刃部 23 における凹部 25 の形成領域を除く他の長さ領域は、連続的な線状に形成されている。すなわち、刃部 13、23 は、先端湾曲部 60 (ただし爪部 14 を除く) においては平坦な線状に形成されている。

凹部 15、25 が形成されている長さ領域よりも先端側において銑片 12、22 に先端湾曲部 60 を湾曲形成することで、凹部 15、25 を粘膜層 202 に食い込ませて生体組織 200 を先端処置部 10 で把持した状態 (図 5 参照) で、先端湾曲部 60 によって粘膜層 202 や粘膜下層 204 を浅く切開することができる。これにより、先端処置部 10 によって筋層 206 を切開してしまうことが好適に回避される。

【0078】

本実施形態の先端処置部 10 は、銑片 12 と保持枠 20 との間、および銑片 22 と保持枠 20 との間にスペーサ部 19 が配置されている。スペーサ部 19 は環状をなし、回転軸 29 が挿通されている。スペーサ部 19 は、銑片 12、22 の各外面または保持枠 20 の内面に、固定的に設けられている。このように先端処置部 10 にスペーサ部 19 を設けることで、内視鏡用鉗 100 の開閉操作中または組立作業中に銑片 12、22 の外面が保持枠 20 の内面と接触することが回避される。このため、銑片 12、22 の表面に形成された絶縁性被覆 18、28 が保持枠 20 と不測に接触して剥離することが防止されている。

【0079】

なお、本発明は上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の目的が達成される限りにおける種々の変形、改良等の態様も含む。

たとえば上記実施形態において、シース 40 を導電性ワイヤのコイルで形成することを例示したが、これに限られない。また、上記実施形態では銑片 12、22 に同位相の高周波電圧を印加するモノポーラ型の内視鏡用鉗 100 を例示したが、これに限られない。銑片 12、22 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内視鏡用鉗 100 としてもよい。

【0080】

なお、本発明の内視鏡用鉗 100 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い。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。

【0081】

上記実施形態は、以下の技術思想を包含するものである。

(1) 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内視鏡用鉗であって、互いに対向して重ね合わされ、重ね方向に延在する回転軸により開閉可能に軸支されているとともに、前記生体組織を把持して切開する刃部をそれぞれ有する一対の銑片と、前記銑片の基端部に駆動力を付与して前記銑片の先端部を開閉操作する操作ワイヤと、を備え、一対の前記銑片の少なくとも一方の前記先端部には、前記生体組織を把持する爪部が前記刃部よりも閉じ方向に突出して形成されており、前記一方または他方の前記銑片の前記刃部には厚み方向に貫通する凹部が局所的に形成され、前記爪部および前記凹部を除く前記刃部が先基端方向に延在する平坦な線状に形成されていることを特徴とする内視鏡用鉗。

(2) 前記凹部が略半円形をなしている上記 (1) に記載の内視鏡用鉗。

(3) 一対の前記銑片の前記刃部の互いに対応する位置に略半円形の前記凹部が対向してそれぞれ形成されており、前記銑片を閉じることで前記凹部が合わさって略円形の貫通孔が形成されることを特徴とする上記 (2) に記載の内視鏡用鉗。

(4) 前記凹部が、前記銑片の先基端方向の中間部よりも基端側に形成されている上記 (1) から (3) のいずれか一項に記載の内視鏡用鉗。

(5) 一对の前記銑片の前記一方または前記他方のいずれかの前記刃部に複数の前記凹部が先基端方向に互いに離間して並んで形成されており、他の前記刃部が連続的な線状に形成されている上記(1)から(4)のいずれか一項に記載の内視鏡用銑。

(6) 前記操作ワイヤを通じて前記銑片に高周波電圧を印加する給電部を更に備え、前記銑片の表面に絶縁性被覆が設けられており、前記刃部および前記凹部の内周面が前記絶縁性被覆から露出していることを特徴とする上記(1)から(5)のいずれか一項に記載の内視鏡用銑。

【0082】

また、上記実施形態は、以下の技術思想を包含するものである。

(7) 一对の前記銑片は、前記凹部の形成領域よりも先端側に、前記重ね方向の一方側に湾曲する先端湾曲部を有する上記の内視鏡用銑。 10

(8) 一对の前記銑片は、前記先端湾曲部よりも基端側に、前記重ね方向の他方側に湾曲する基端湾曲部を有しており、一对の前記銑片の先端が前記操作ワイヤの延長線上に位置している上記の内視鏡用銑。

(9) 一对の前記銑片の前記一方または前記他方の少なくともいずれかの前記刃部に複数の前記凹部が先基端方向に互いに離間して並んで形成されており、当該刃部における前記凹部の形成領域を除く他の長さ領域が連続的な線状に形成されている上記の内視鏡用銑。

(10) 前記操作ワイヤを通じて前記銑片に高周波電圧を印加する給電部を更に備え、一对の前記銑片の表面にそれぞれ絶縁性被覆が設けられており、前記刃部および前記凹部の内周面が前記絶縁性被覆から露出していることを特徴とする上記の内視鏡用銑。 20

(11) 前記絶縁性被覆がシリコン系セラミックを含む上記の内視鏡用銑。

(12) 一对の前記銑片の表面にそれぞれ設けられた前記絶縁性被覆が互いに異なる色に着色されている上記の内視鏡用銑。

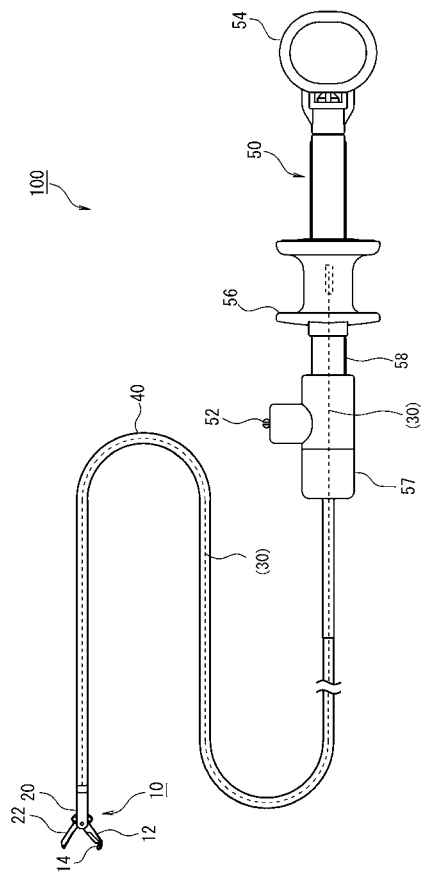
【符号の説明】

【0083】

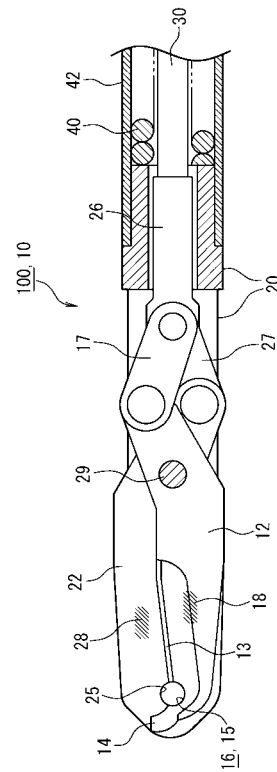
10	先端処置部	
12	第一の銑片	
22	第二の銑片	
13、23	刃部	
14	爪部	30
15、15a～15d、25	凹部	
16	貫通孔	
17、27	リンク片	
18、28	絶縁性被覆	
19	スペーサ部	
20	保持枠	
26	進退部	
29	回動軸	
30	操作ワイヤ	
40	シース	40
42	絶縁性被覆	
50	手元操作部	
52	給電部	
54	指掛リング	
56	スライダ	
58	軸部	
60	先端湾曲部	
62	基端湾曲部	
64	先端	
66	曲折突部	50

6 7	最基端部
1 0 0	内視鏡用鉗
2 0 0	生体組織
2 0 2	粘膜層
2 0 3	病変組織
2 0 4	粘膜下層
2 0 6	筋層
2 1 0	膨出部
L	延長線

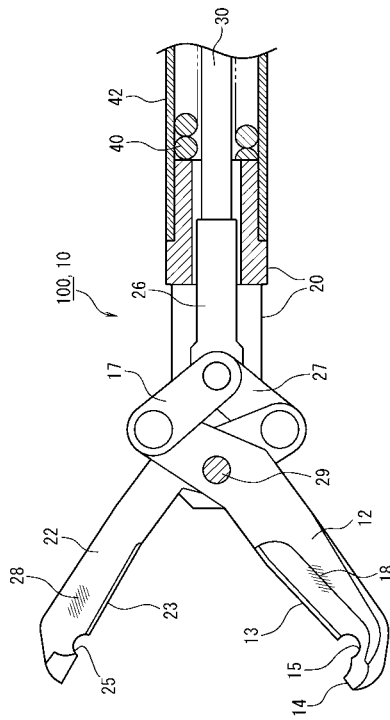
【図 1】



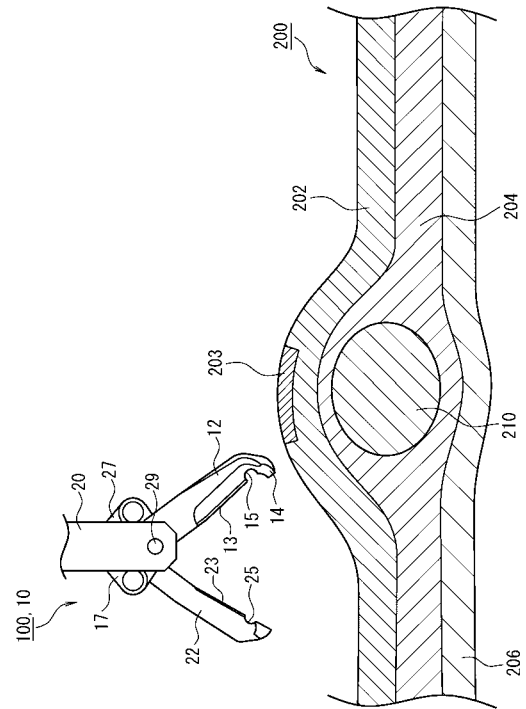
【図 2】



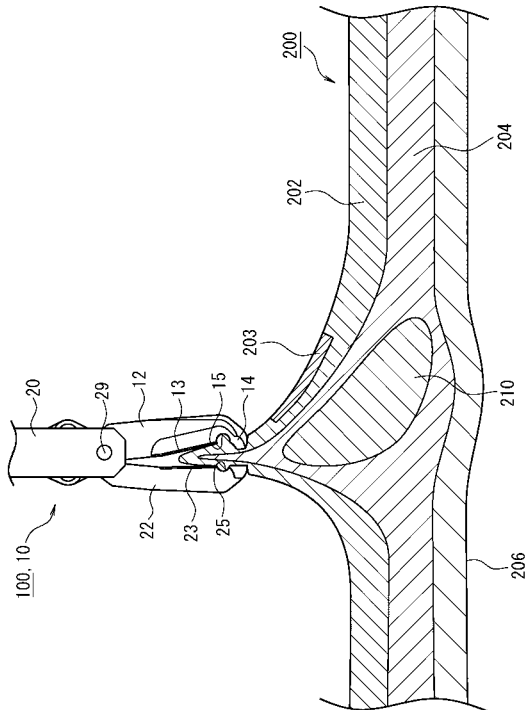
【図 3】



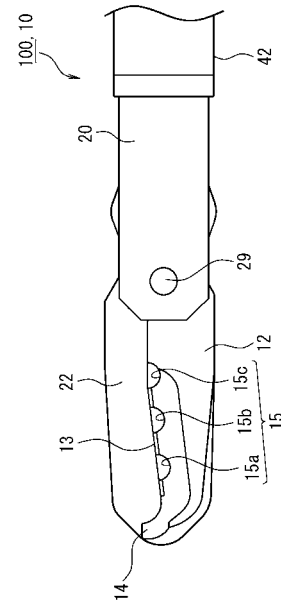
【図 4】



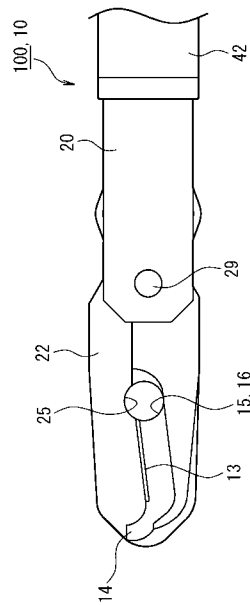
【図 5】



【図 6】

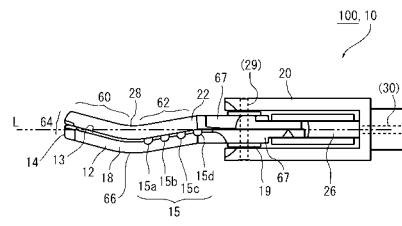


【図 7】

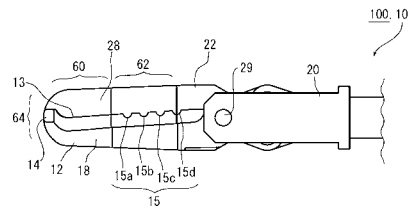


【図 8】

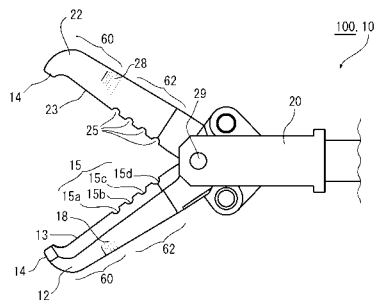
(a)



(b)



【図 9】



专利名称(译)	内视镜用铗		
公开(公告)号	JP2016087449A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2015205864	申请日	2015-10-19
[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	石井靖久		
发明人	石井 靖久		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B17/39.310 A61B17/3201 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/FF14 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/KK53 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09		
代理人(译)	俊介右田		
优先权	2014219976 2014-10-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：例如，在不打滑剪刀的情况下准确地切割目标生物组织，以及在不切开到达肌肉层的深度过大的情况下进行微创手术。提供镜子剪刀。SOLUTION：内窥镜用剪刀100，可通过插入内窥镜的镊子孔以切开生物组织而使用，并且可以通过旋转轴29打开和关闭，该旋转轴29相互重叠并沿堆叠方向延伸。提供了一对由其枢转地支撑的剪刀片12和22以及操作线30。一对剪刀片12和22分别具有用于抓握和切开活组织的刀片部分13和23。一对剪刀片12、22的至少一个末端形成有助于抓持活体组织的爪部14，该爪部14从刀部13向闭合方向突出。在剪刀片12、22的刀刃部13、23上局部形成有沿厚度方向贯通的凹部15、25，除爪部14和凹部15、25以外的刀刃部13、23位于前侧近端方向。它形成为延伸到其的扁平线性形状。[选择图]图3

