

(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2006-346417

(P2006-346417A)

(43) 公開日 平成18年12月28日(2006.12.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 19 書面 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-259871 (P2005-259871)	(71) 出願人	597089576
(22) 出願日	平成17年8月11日 (2005.8.11)		有限会社リバー精工
(31) 優先権主張番号	特願2005-176933 (P2005-176933)		長野県岡谷市川岸中2-18-31
(32) 優先日	平成17年5月20日 (2005.5.20)	(72) 発明者	西村 誠
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		長野県岡谷市川岸中2-18-31 有限 会社リバー精工内
		Fターム(参考)	4C060 GG23 KK03 KK06 KK10 KK15 4C061 GG15 HH57

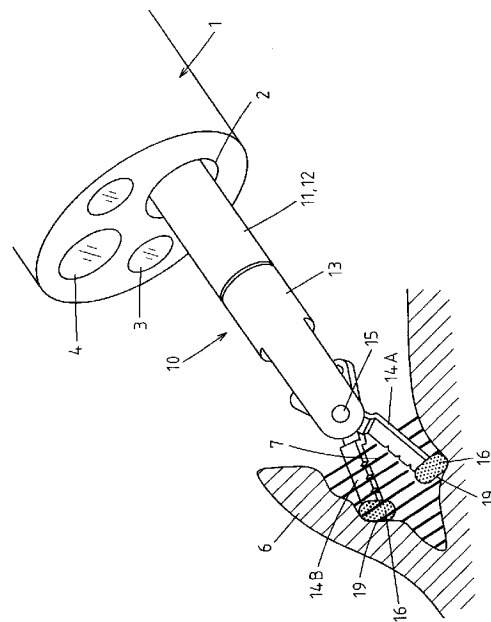
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切開具

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の処置具案内管路から体内に先端を突き出す際に粘膜面を損傷することなく安全に突き出すことができ、さらに、粘膜剥離処置の際に粘膜と筋層とを機械的に確実に押し広げて、切開が必要な部位だけを安全に高周波切開することができる内視鏡用高周波切開具を提供すること。

【解決手段】内視鏡1の処置具案内管路2に挿脱されるシース11と、シース11の後端側に連結された操作部30と、シース11の先端位置に前方に向かって並列に並んで配置されて操作部30からの遠隔操作により前方に向かって閉開するように動作する一対の電極刃14A, 14Bとが設けられた内視鏡用高周波切開具において、電極刃14A, 14Bの少なくとも一方の最先端部分に、前方から見たときの投影面積が電極刃14A, 14Bの先端付近の断面積より広い面積の面状部19が設けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の処置具案内管路に挿脱されるシースと、前記シースの後端側に連結された操作部と、前記シースの先端位置に前方に向かって並列に並んで配置されて前記操作部からの遠隔操作により前方に向かって開閉するように動作する一対の電極刃とが設けられた内視鏡用高周波切開具において、

前記電極刃の少なくとも一方の最先端部分に、前方から見たときの投影面積が前記電極刃の先端付近の断面積より広い面積の面状部が設けられていることを特徴とする内視鏡用高周波切開具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記面状部が前記電極刃の先端部分から側方に突出する状態に形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記電極刃の先端部分が L 状に側方に曲がった形状に形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記一対の電極刃が前記シースの先端部分の中心軸線の延長線に対して側方に偏位した位置に配置されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 5】

請求項 2 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記電極刃の最先端部分が T 状に両側方に突出した形状に形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記面状部の少なくとも表面部分が前記電極刃に対して電氣的に絶縁されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 7】

請求項 6 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記面状部が前記電極刃の先端部分に取り付けられた電気絶縁部材により形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 8】

請求項 7 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記電気絶縁部材が、前記電極刃の少なくとも先端付近を囲む状態に設けられている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 9】

請求項 6 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記面状部が前記電極刃の外面上に取り付けられた電気絶縁部材により形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 10】

請求項 9 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記電気絶縁部材が、前記電極刃の先端部分から開閉方向の背面部分にわたって盛り付けられた接着剤である内視鏡用高周波切開具。

【請求項 11】

請求項 6 から 10 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記電気絶縁部材が前記電極刃を間に挟み込む状態に前記電極刃に取り付けられていて、前記電極刃に穿設された貫通孔を通してその両側の電極刃が一体に繋がっている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 12】

請求項 6 から 11 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記一対の電極刃の対向面に鋸歯状の凸凹の歯が形成されていて、その歯先がその電極刃に取り付けられている前記電気絶縁部材より閉じ方向に向かって突出している内視鏡用高周波切開具。

【請求項 13】

請求項 1 から 12 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記一対の電極刃が前記シースの先端部分に配置された支軸を中心に開閉し、その開閉駆動をするため

10

20

30

40

50

の操作ワイヤーが前記シース内に通されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 14】

請求項 1 から 12 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記一对の電極刃が開き方向に付勢されていて、前記シース内に通された操作ワイヤーで前記電極刃を前記シースの先端から突没させることにより前記電極刃が前方に向かって開閉するように動作する内視鏡用高周波切開具。

【請求項 15】

請求項 13 又は 14 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記操作ワイヤーが導電性部材により形成されていて、前記操作ワイヤーを介して前記電極刃に高周波電流が通電される内視鏡用高周波切開具。

10

【請求項 16】

請求項 1 から 15 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記一对の電極刃が各々、碗状に形成された生検鉗子カップの側半部を切除した形状に形成されている内視鏡用高周波切開具。

【請求項 17】

請求項 1 から 16 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記シースに外套管が全長にわたって被嵌されていて、前記シースと前記電極刃とが前記外套管に対して軸周りに回転自在である内視鏡用高周波切開具。

【請求項 18】

請求項 17 に記載された内視鏡用高周波切開具において、前記シースと前記電極刃とを前記操作部において前記外套管に対して回転操作することができる内視鏡用高周波切開具。

20

【請求項 19】

請求項 1 から 18 の何れかに記載された内視鏡用高周波切開具において、前記シースが金属製の密着巻きコイルで形成され、前記外套管が電気絶縁性のチューブで形成されている内視鏡用高周波切開具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の処置具案内管路内に通して使用される内視鏡用高周波切開具に関する。

30

【背景技術】

【0002】

内視鏡用高周波切開具としては、使用目的によって各種の形状のものがあるが、例えば粘膜剥離術を行うためのものとしては、シースの先端位置に前方に向かって並列に並んで配置された一对の電極刃を、シースの後端側からの遠隔操作により開閉することができるようにした鉗状の電極を有するものが用いられている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】 特開 2003 - 299667 公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0003】

しかし、前記のような従来の内視鏡用高周波切開具は、使用開始時に内視鏡の処置具案内管路から体内に先端を突き出す際に、薄刃状の電極刃の最先端部分を粘膜面を強く押しつけて粘膜面を損傷してしまう場合があり、最悪の場合は穿孔させてしまう恐れがある。

そこで、碗状に形成された生検鉗子カップ状の電極刃を用いればそのような恐れはなくなるが、そのような碗状の電極刃では、高周波切開処置の際に切開が行われる部分の一部がカップの陰になって内視鏡で直視できないので安全性が確保されない。

【0004】

また、粘膜をその下の筋層から剥離させる処置を行う際には、電極刃を表面粘膜と筋層との間に差し込んだ状態で高周波電流を通電して切開処置が行われるが、従来の内視鏡用

50

高周波切開具では、電極刃が切開の必要のない箇所にも触れて粘膜や筋層に火傷を作ってしまう場合がある。

また、高周波電流を通電するのに先立って、表面粘膜と筋層との間を機械的に押し開く作業が必要となるが、薄板状の電極刃で行っても電極刃が粘膜に食い込むだけで粘膜と筋層との間を思うように広げることができない場合がある。

【0005】

本発明はそのような問題を解決するためになされたものであり、内視鏡の処置具案内管路から体内に先端を突き出す際に粘膜面を損傷することなく安全に突き出すことができ、さらに、粘膜剥離処置の際に粘膜と筋層とを機械的に確実に押し広げて、切開が必要な部位だけを安全に高周波切開することができる内視鏡用高周波切開具を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の内視鏡用高周波切開具は、内視鏡の処置具案内管路に挿脱されるシースと、シースの後端側に連結された操作部と、シースの先端位置に前方に向かって並列に並んで配置されて操作部からの遠隔操作により前方に向かって開閉するように動作する一対の電極刃とが設けられた内視鏡用高周波切開具において、電極刃の少なくとも一方の最先端部分に、前方から見たときの投影面積が電極刃の先端付近の断面積より広い面積の面状部が設けられている。

【0007】

20

その面状部は電極刃の先端部分から側方に突出する状態に形成されているとよく、電極刃の先端部分がL状に側方に曲がった形状に形成されていてもよい。そして、一対の電極刃がシースの先端部分の中心軸線の延長線に対して側方に偏位した位置に配置されていてもよい。或いは、電極刃の最先端部分がT状に両側方に突出した形状に形成されていてもよい。

【0008】

また、面状部の少なくとも表面部分が電極刃に対して電氣的に絶縁されていると高周波切開及び凝固処置の際の安全性が高まり、面状部が電極刃の先端部分に取り付けられた電気絶縁部材により形成されていてもよく、そのような電気絶縁部材が、電極刃の少なくとも先端付近を囲む状態に設けられていてもよい。

30

また、面状部が電極刃の外面上に取り付けられた電気絶縁部材により形成されていてもよく、その電気絶縁部材が、電極刃の先端部分から開閉方向の背面部分にわたって盛り付けられた接着剤であってもよい。

【0009】

また、電気絶縁部材が電極刃を間に挟み込む状態に電極刃に取り付けられていて、電極刃に穿設された貫通孔を通してその両側の電極刃が一体に繋がっていてもよく、一対の電極刃の対向面に鋸歯状の凸凹の歯が形成されていて、その歯先がその電極刃に取り付けられている電気絶縁部材より閉じ方向に向かって突出していてもよい。

また、一対の電極刃がシースの先端部分に配置された支軸を中心に開閉し、その開閉駆動をするための操作ワイヤーがシース内に通されていてもよく、或いは、一対の電極刃が開き方向に付勢されていて、シース内に通された操作ワイヤーで電極刃をシースの先端から突没させることにより電極刃が前方に向かって開閉するように動作するようにしてもよい。

40

【0010】

また、操作ワイヤーが導電性部材により形成されていて、操作ワイヤーを介して電極刃に高周波電流が通電されてもよく、一対の電極刃が各々、碗状に形成された生検鉗子カップの側半部を切除した形状に形成されていてもよい。

また、シースに外套管が全長にわたって被嵌されていて、シースと電極刃とが外套管に対して軸周りに回転自在であると電極刃の向きの制御を容易に行うことができ、シースと電極刃とを操作部において外套管に対して回転操作することができるようにしてもよい。

50

また、シースが金属製の密着巻きコイルで形成され、外套管が電気絶縁性のチューブで形成されていてもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明の内視鏡用高周波切開具によれば、電極刃の少なくとも一方の最先端部分に、前方から見たときの投影面積が電極刃の先端付近の断面積より広い面積の面状部を設けたことにより、内視鏡の処置具案内管路から体内に先端を突き出す際に粘膜面を損傷することなく安全に突き出すことができると共に、粘膜剥離処置の際に粘膜と筋層とを機械的に確実に押し広げることができ、さらに、面状部の少なくとも表面部分を電極刃に対して電氣的に絶縁することにより、切開が必要な部位だけを安全に高周波切開することができる。

10

【実施例】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施例を具体的に説明する。

図1は本発明の高周波切開具10が内視鏡1の処置具案内管路2に通されて、高周波切開具10の先端部分が処置具案内管路2から患者の体腔内に突出した状態を示している。その様子は内視鏡1の照明窓3から放射される照明光により照明されて、観察窓4を通して内視鏡観察される。

【0013】

高周波切開具10の処置具案内管路2に挿脱される部分は、可撓性のシース11に電気絶縁性の可撓性チューブからなる外套管12が被覆された構造であり、その内部に導電性のステンレス鋼線等からなる操作ワイヤーが通されている。そのようなシース11の先端に連結固着された先端支持部材13の先端部分には、導電性金属からなる一対の電極刃14A, 14Bが、回転支持軸15を中心に回転することによりペンチや鉗等のように前方に向かって開閉できるように支持され、各電極刃14A, 14Bの最先端部分には電気絶縁性の絶縁被覆16が取り付けられている。

20

【0014】

図2は、高周波切開具10の全体構成を示しており、シース11の手元側部分に配置された操作部30には、操作ワイヤー17の後端が接続固定された操作スライダ31が、シース11の後端に連結された操作部本体32に沿ってスライド自在に配置されている。操作スライダ31には、不図示の高周波電源コードを接続するための接続ソケット33

30

が配置されていて、操作ワイヤー17に高周波電流を通電することができる。

【0015】

外套管12は例えばフッ素樹脂チューブ等により形成されて、シース11に全長にわたって被嵌されているが、単独で軸周りに回転自在であり、外套管12の後端に取り付けられた口金34を操作部本体32に対して矢印Aで示されるように回転させることにより、外套管12を他の部材に対して単独で軸周りに回転させることができる。したがって、高周波切開具10が内視鏡1の処置具案内管路2に通された状態の時に、操作部30を回転させることにより、シース11やその先端に設けられている電極刃14A, 14B等を軸周りに自由に回転させることができる。

【0016】

40

図3はそのような高周波切開具10の先端部分の電極刃14A, 14Bが閉じた状態の側面断面図、図4は電極刃14A, 14Bが開いた状態の側面図、図5は平面部分断面図である。ただし、各断面図は複数の断面位置の図を一つの図面に表示してある。以下、本実施例の高周波切開具10の先端部分の構成を詳細に説明する。

シース11は、例えばステンレス鋼線を密着巻きして形成されていて、自由に屈曲させることができる。ただし、シース11を可撓性チューブ等で形成してもよい。先端支持部材13はステンレス鋼材又はセラミック材又は耐熱性の高いプラスチック材（PEEKなど）等により形成されていて、その先寄りの部分はスリット18で分断された形状になっている。回転支持軸15は、そのようなスリット18を横断する状態に先端支持部材13に固定されている。

50

【0017】

一对の電極刃14A, 14Bはほぼ薄板状に形成されていて、図3に示されるように、閉じた状態では薄い板厚面どうしが向かい合って当接する状態に並列に並ぶように、回転支持軸15の前方で真っ直ぐ前方に向かう状態に配置されている。その当接面には粘膜や血管との係合をよくするために凹凸が形成されているが、凹凸がなくても差し支えない。また、一对の電極刃14A, 14Bどうしが閉じた状態で当接せずに、鋏の刃状にすれ違う構成にしても差し支えない。

【0018】

各電極刃14A, 14Bの後寄りの回転支持軸15より後側の部分は、スリット18内に位置して電極刃14A, 14Bを駆動する駆動アーム14a, 14bになっており、操作ワイヤ17の先端が二方に分かれて各駆動アーム14a, 14bの後端付近に係合している。その結果、操作部30側から操作ワイヤ17を押し込み操作することにより、図4に示されるように一对の電極刃14A, 14Bが回転支持軸15を中心に回動して前方に向かってくの字状(又はハの字状)に開いた状態になり、操作部30側で操作ワイヤ17を牽引操作すれば、図3に示されるように一对の電極刃14A, 14Bが閉じた状態になる。なお、操作ワイヤ17を介して電極刃14A, 14Bに高周波電流を通電することができる。

10

【0019】

そのような一对の電極刃14A, 14Bはいずれも、図5に示されるように、最先端部分がT状に右と左の両側方に向かって突出した形状に形成されていて、その突出部に電気絶縁性の絶縁被覆16(電気絶縁部材)が被覆されている。絶縁被覆16は、耐熱性の高い例えばフッ素樹脂系のプラスチック材、セラミックス材又はホーロー等により形成することができる。その結果、絶縁被覆16の前端面は、前方から見たときの投影面積が各電極刃14A, 14Bの先端付近の断面積より広い(本実施例においては3~10倍程度の)面積の面状部になっている。なお、「電極刃14A, 14Bの先端付近の断面積」とは、電極刃14A, 14Bが前方に向いている部分(断面Z-Z)の断面積であり、最先端部分で側方に曲がっている部分の断面積ではない。

20

【0020】

したがって、高周波切開具10を内視鏡1の処置具案内管路2から患者の体腔内に勢いよく突出させたような場合であっても、前方から見たときの投影面積の大きな面状部19が粘膜にぶつかるので、その動作で粘膜を傷つける恐れがなく、高周波切開具10の挿入操作を安心して安全に行うことができる。

30

また、図1に示されるように、粘膜6をその下の筋層から剥がし取る粘膜剥離等を行う際には、まず電極刃14A, 14Bを粘膜6と筋層との間に差し込んで開く操作を行うことで、塊状の絶縁被覆16により粘膜6と筋層との間を安全かつ確実に機械的に押し広げることができ、次いで、高周波処置により粘膜6と筋層との間の筋(又は血管等)7を切開(又は凝固)するために電極刃14A, 14Bに高周波電流を流すと、粘膜6や下方の筋層が絶縁被覆16で押し退けられて電極刃14A, 14Bに触れないので、粘膜6や筋層を火傷させることなく筋(又は血管等)7を切開(又は凝固)することができる。そして、そのような電極刃14A, 14Bによる切開部を内視鏡1の観察窓4を通して直視することができ、必要に応じてシース11を軸周りに回転させて電極刃14A, 14Bの向きを変え、電極刃14A, 14Bを内視鏡観察しやすい状態にすることができる。

40

【0021】

図6と図7は、本発明の第2及び第3の実施例の高周波切開具10の先端部分を示しており、各電極刃14A, 14Bが先端支持部材13の先端部分の中心軸線の延長線に対して側方に偏位した位置に配置されて、各々の最先端部分がL状に側方に(内方に)曲がった形状に形成されている。このように構成すると電極刃14A, 14Bの製造が容易である。

【0022】

また、図6の第2の実施例では、絶縁被覆16が電極刃14A, 14Bの曲げられた位

50

置より先寄りの部分を囲む状態に取り付けられ、図7の第3の実施例では、絶縁被覆16が電極刃14A, 14Bの曲げられた位置より先寄りの部分だけでなくその後方部分まで囲む状態に取り付けられており、このように、絶縁被覆16は電極刃14A, 14Bの少なくとも先端付近を囲む状態になっていればよい。

【0023】

図8は、本発明の第4の実施例の高周波切開具10の先端部分が内視鏡1の処置具案内管路2から突出されて高周波切開(又は凝固)を行っている状態を示しており、この実施例の一对の電極刃14A, 14Bは、側面図である図9、及び図9においてA-Aで切断した断面を示す図10に示されるように、各々碗状に形成された金属製の公知の生検鉗子カップの側半部を切除して、碗の半分ずつがあい対向した形状に形成されている。

10

【0024】

このように構成しても、電極刃14A, 14Bの最先端部分に、前方から見たときの投影面積が各電極刃14A, 14Bの先端付近の断面積より広い面積の面状部19が曲面的に形成されるので、粘膜6を傷めることなく体腔内に突出させたり粘膜6を傷めることなく機械的に押し広げることができ、また電極刃14A, 14Bによる切開部が半円部分だけになるので切開される部分を内視鏡1の観察窓4を通して確実に直視しながら高周波切開処置を行うことができる。なお、電極刃14A, 14Bの碗状部分の外表面に電気絶縁コーティング等を施してもよい。

【0025】

図11~図13は、本発明の第5の実施例の高周波切開具10を示しており、図11は電極刃14A, 14Bが閉じた状態の側面断面図、図12は電極刃14A, 14Bが開いた状態の斜視図、図13は、図11のB-Bにおける断面図である。

20

この実施例の電極刃14A, 14Bは、先端部分も含めて図13に示されるような薄い板状に形成されていて、電極刃14A, 14B自体には先端部分に面状部19が形成されておらず、電極刃14A, 14Bの先端部分から開閉方向の背面部分にわたる外面に、例えばエポキシ系又はシリコン系等のような耐熱性と電気絶縁性のある接着剤116(電気絶縁部材)が盛り付けられていて、滑らかなアール状に丸められたその先端面部分(図13においては、砂目状に図示された部分の裏側にあたる部分)が面状部19になっている。

【0026】

図14、図15は、本発明の第6の実施例の高周波切開具10を示しており、図14は電極刃14A, 14Bが閉じた状態の側面断面図、図15は電極刃14A, 14Bが開いた状態の斜視図である。

30

この実施例においては、一对の電極刃14A, 14Bの対向面に鋸歯状の凸凹の歯141(「鋸歯141」という)が形成されていて、その鋸歯141の歯先が、その電極刃14A, 14Bに取り付けられている電気絶縁部材116より閉じ方向に向かって突出している。即ち、図15において $e > 0$ (望ましくは $e = 0.2\text{mm}$)である。したがって、鋸歯141で粘膜6や筋7等をしっかりと確実に挟み付けて把持した状態で高周波焼灼を行うことができる。その他の構成は前述の第5の実施例と同様であるが、それ以外の実施例にこの構成を適用しても差し支えない。

40

【0027】

図16~図18は、本発明の第7の実施例の高周波切開具10を示しており、図16は電極刃14A, 14Bが開いた状態の側面断面図、図17は図14のC-C線における断面図、図18は先端支持部材130の単体の斜視図である。

この実施例においては、電気絶縁部材216が電極刃14A, 14Bをサンドイッチ状に挟み込む状態に各電極刃14A, 14Bに取り付けられていて、各電極刃14A, 14Bを挟み付けている電気絶縁部材216が、図17に示されるように各電極刃14A, 14Bに穿設された貫通孔217を通して一体に繋がった状態に形成されて、各電極刃14A, 14Bに対する電気絶縁部材216の取り付け強度が補強されている。なお、各電極刃14A, 14Bは、金型又は切削加工等により先端近傍部分が側方に膨らんだ形状に形

50

成されていて、その表面を電気絶縁部材 2 1 6 が一様な厚みで覆っている。

【0028】

またこの実施例では、先端支持部材 1 3 0 として、図 1 8 に単体で示されるように、一对の電極刃 1 4 A , 1 4 B を支持するための支持舌片 1 3 1 が先端中央部分に配置されたものが用いられて、その支持舌片 1 3 1 を間に挟む状態に一对の電極刃 1 4 A , 1 4 B が各々回動自在に取り付けられている。1 3 2 は回転支持軸 1 5 が通される支持孔、1 3 3 は操作ワイヤー 1 7 が引き出されるワイヤー通過孔である。

【0029】

そして、そのような先端支持部材 1 3 0 と回転支持軸 1 5 が共に電気絶縁材で形成されて、一对の電極刃 1 4 A , 1 4 B が電氣的に導通しない状態に配置され、各々に絶縁被覆 1 7 a が施された導電性的一对の操作ワイヤー 1 7 を介して高周波電源 2 0 の正極端子と負極端子とに接続されて、いわゆるバイポーラ型の内視鏡用高周波切開具を構成している。このように、本発明はモノポーラ型、バイポーラ型いずれの高周波切開具にも適用することができる。

10

【0030】

なお、本発明は前記実施例に限定されるものではなく、面状部 1 9 は一对の電極刃 1 4 A , 1 4 B の少なくとも一方に設けられていればよい。また、電極刃 1 4 A , 1 4 B を開閉させる機構は、一对の電極刃 1 4 A , 1 4 B を開き方向に付勢しておいて、シース 1 1 内に挿通配置された操作ワイヤー 1 7 で電極刃 1 4 A , 1 4 B をシース 1 1 の先端から突没させ、或いは逆にシース 1 1 を押し引きすることにより、電極刃 1 4 A , 1 4 B が開閉

20

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の使用状態の斜視図。

【図 2】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の全体構成の一部を断面で示す側面図。

【図 3】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が閉じた状態の側面断面図。

【図 4】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が開いた状態の側面図。

30

【図 5】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の平面部分断面図。

【図 6】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の平面部分断面図。

【図 7】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の平面部分断面図。

【図 8】本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波切開具の使用状態の斜視図。

【図 9】本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が開いた状態の側面図。

【図 10】本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波切開具の図 9 の A - A 線における断面図。

【図 11】本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が閉じた状態の側面断面図。

40

【図 12】本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が開いた状態の斜視図。

【図 13】本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波切開具の図 11 の B - B 線における断面図。

【図 14】本発明の第 6 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が閉じた状態の側面断面図。

【図 15】本発明の第 6 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が開いた状態の斜視図。

【図 16】本発明の第 7 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の電極刃が開いた状態の側面断面図。

50

【図17】本発明の第7の実施例の内視鏡用高周波切開具の図16のC-C線における断面図。

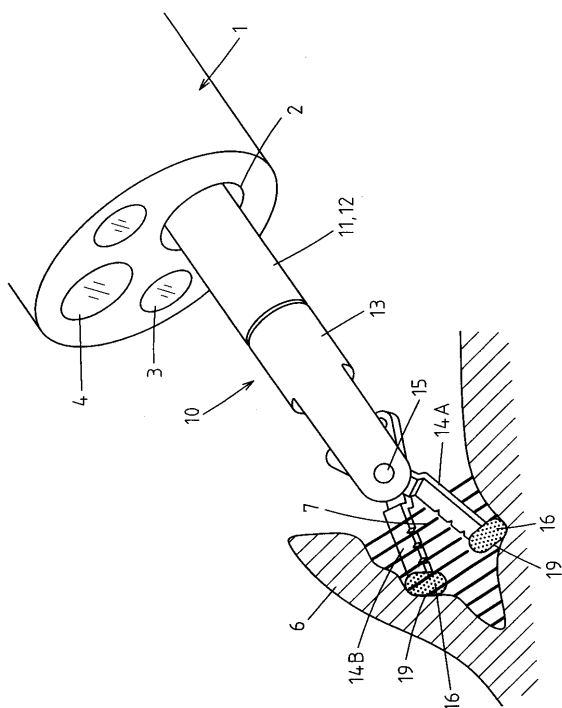
【図18】本発明の第7の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端支持部材の単体斜視図。

【符号の説明】

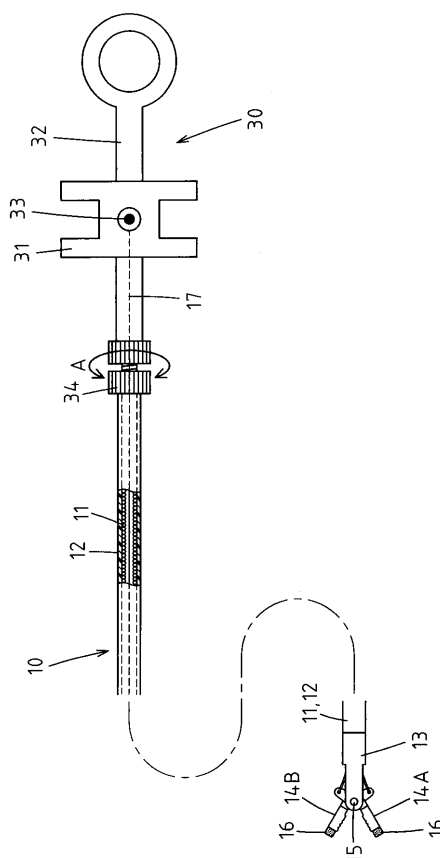
【0032】

- 1 ... 内視鏡
- 2 ... 処置具案内管路
- 10 ... 高周波切開具
- 11 ... シース
- 12 ... 外套管
- 13, 130 ... 先端支持部材
- 14A, 14B ... 電極刃
- 15 ... 回転支持軸
- 16 ... 絶縁被覆（電気絶縁部材）
- 17 ... 操作ワイヤー
- 19 ... 面状部
- 116 ... 接着剤（電気絶縁部材）
- 141 ... 鋸歯
- 216 ... 電気絶縁部材

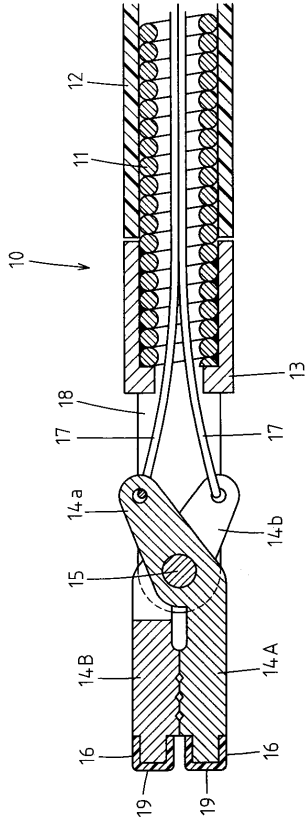
【図1】



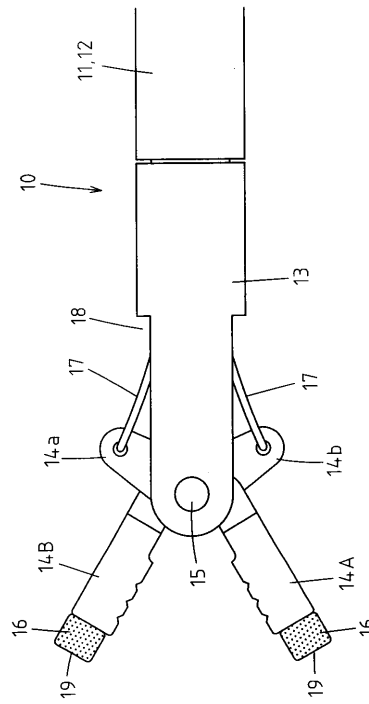
【図2】



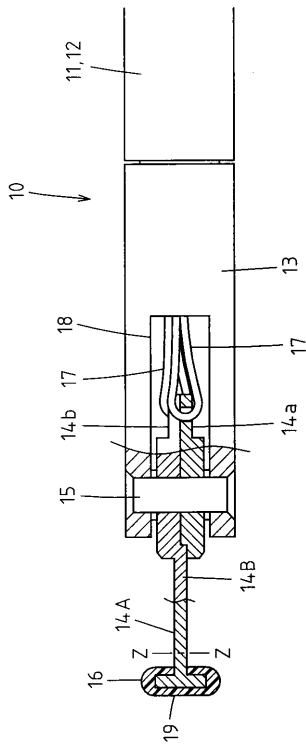
【 図 3 】



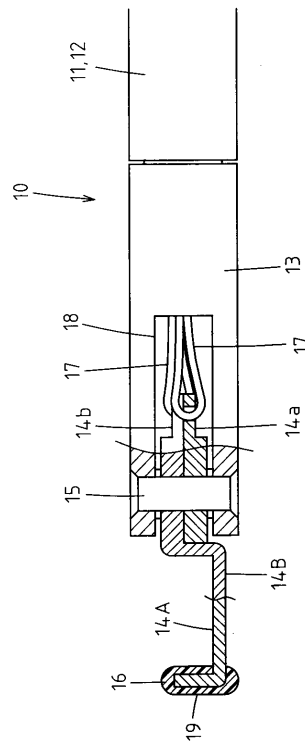
【 図 4 】



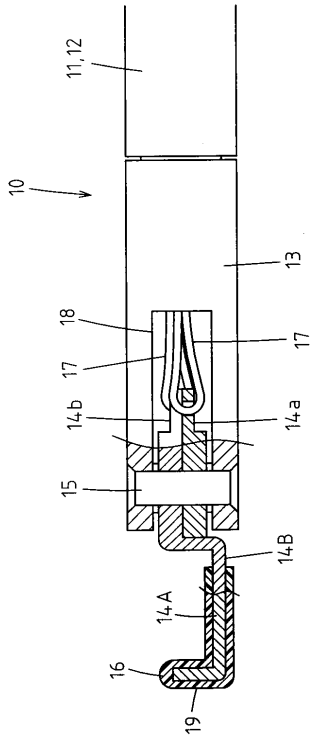
【 図 5 】



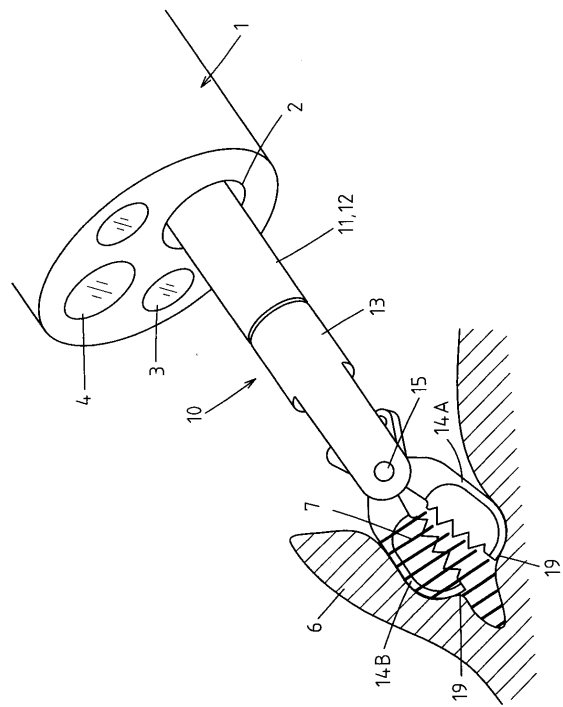
【 図 6 】



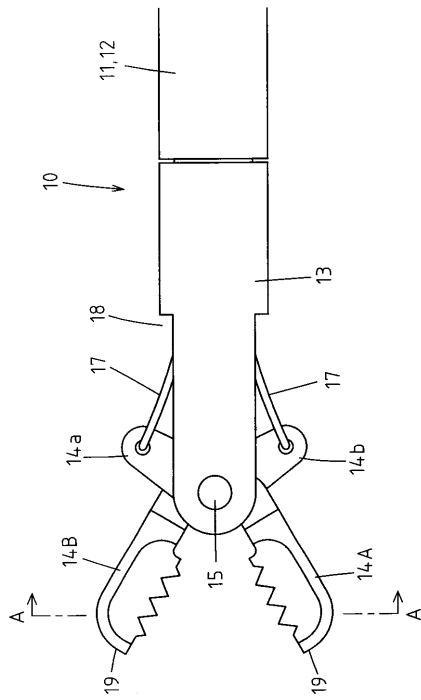
【図7】



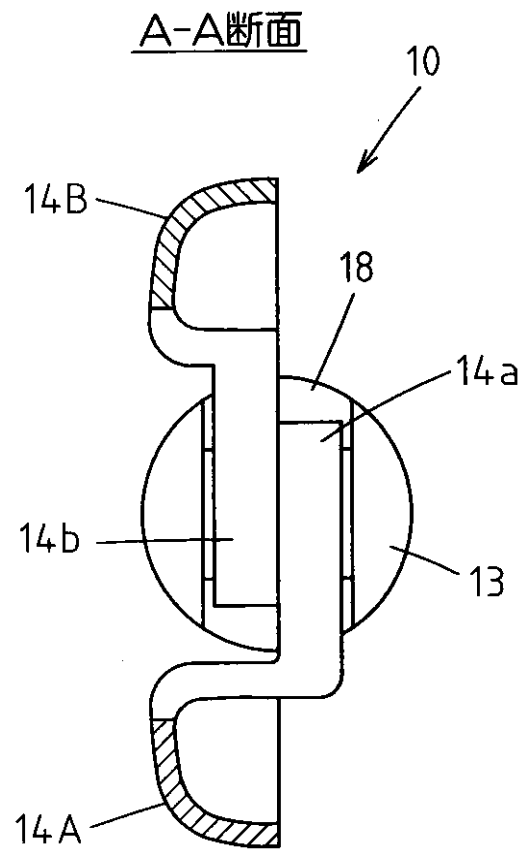
【図8】



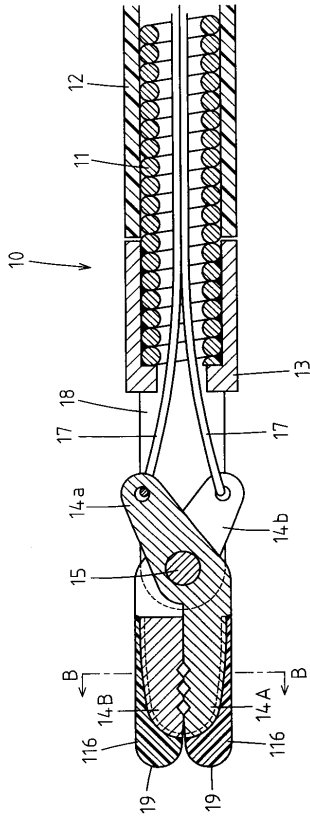
【図9】



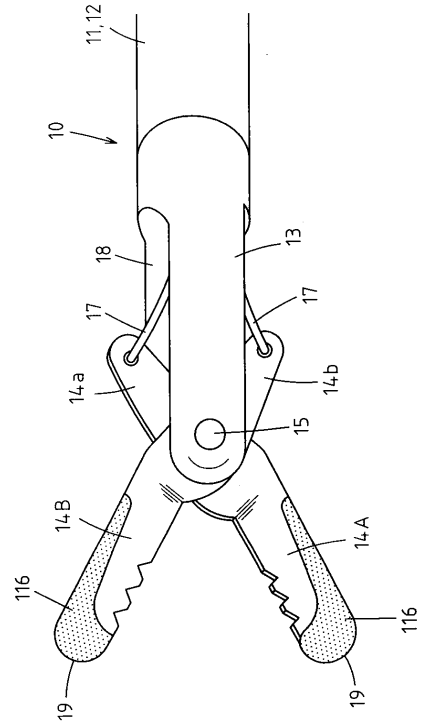
【図10】



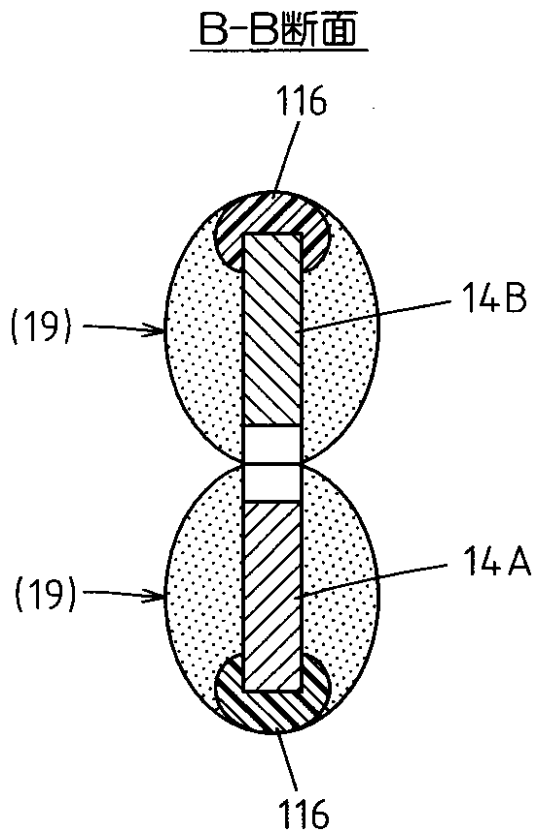
【図 1 1】



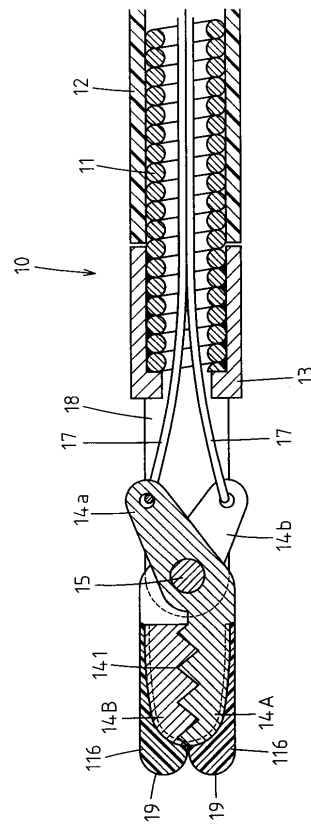
【図 1 2】



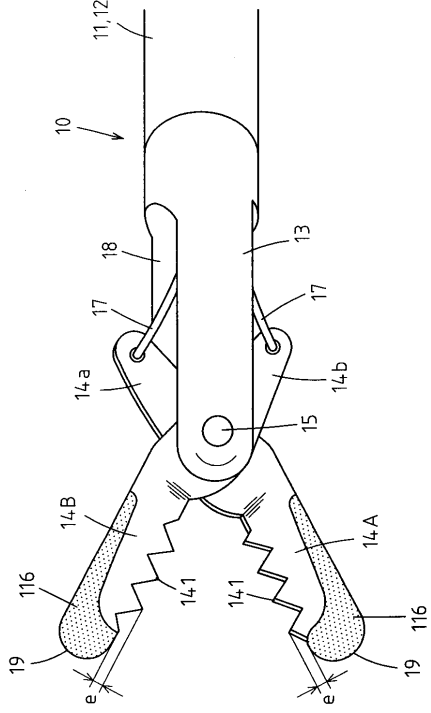
【図 1 3】



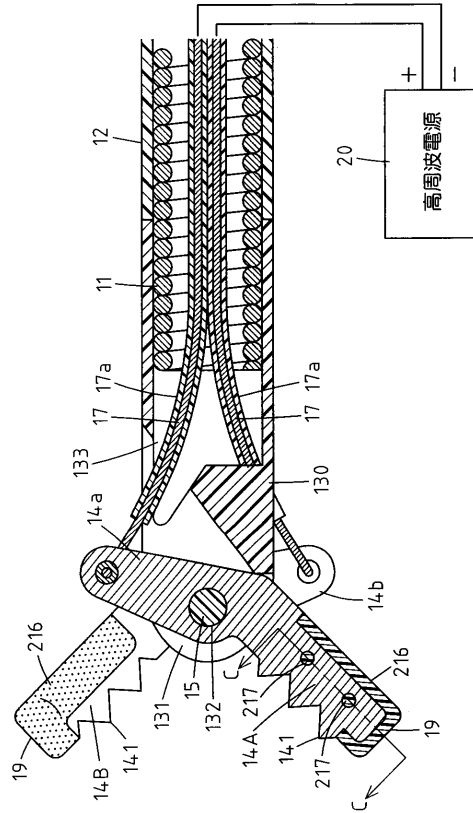
【図 1 4】



【 図 1 5 】

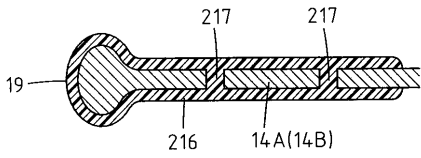


【 図 1 6 】

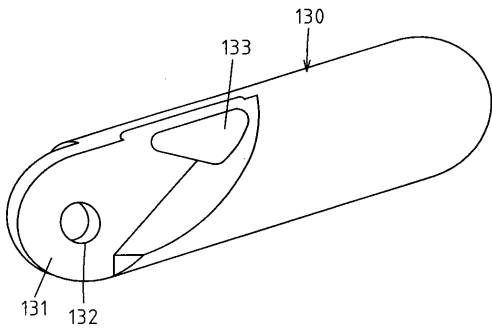


【 図 1 7 】

C-C断面



【 図 1 8 】



专利名称(译)	内视镜用高周波切开具		
公开(公告)号	JP2006346417A	公开(公告)日	2006-12-28
申请号	JP2005259871	申请日	2005-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	RIVER SEIKOKK		
申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
[标]发明人	西村誠		
发明人	西村 誠		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/28.310 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/295 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160 /KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK19 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KK53 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160 /NN11 4C160/NN13 4C161/GG15 4C161/HH57		
优先权	2005176933 2005-05-20 JP		
其他公开文献	JP4461206B2 JP2006346417A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不损坏粘膜表面的情况下将内窥镜的治疗仪器导管尖端安全地弹出到体内，并在粘膜消融过程中进一步机械分离粘膜和肌肉层。提供一种用于内窥镜的高频切口器械，其可以被可靠地推出并且可以仅在需要切口的部位安全地进行高频切口。解决方案：要插入到内窥镜1的治疗仪器引导通道2中或从中取出的护套11，与护套11的后端侧连接的操作部30和护套11的前端位置彼此平行。在具有一对电极片14A，14B的高频内窥镜用切开器械中，电极片14A，14B通过并排配置并通过操作部30的远程操作而朝向前方打开和关闭。当从前端观察时，具有比电极叶片14A，14B的尖端附近的截面积大的截面积的投影面积的平面部19设置在其最末端。[选型图]图1

