

(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2006-334348

(P2006-334348A)

(43) 公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 O	4 C 0 6 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 O	
	A 6 1 B 17/39 3 2 O	

審査請求 未請求 請求項の数 13 書面 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-188918 (P2005-188918)
 (22) 出願日 平成17年6月1日(2005.6.1)

(71) 出願人 597089576
 有限会社リバー精工
 長野県岡谷市川岸中2-18-31
 (72) 発明者 西村 誠
 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 GG29 KK03 KK04 KK06
 KK09 KK10 KK12 KK22 MM24
 4C061 GG15

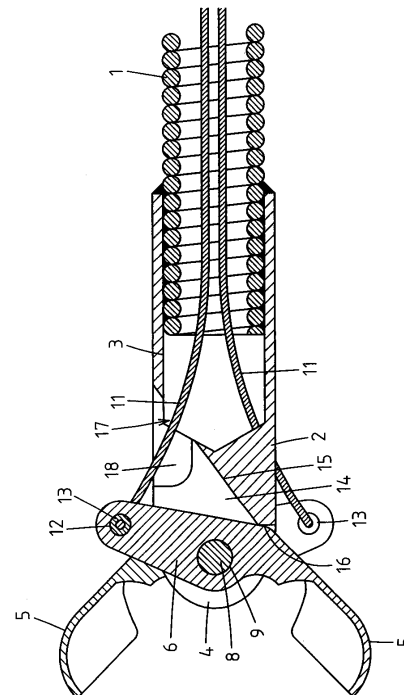
(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗子の先端部

(57) 【要約】

【課題】 鉗子片の開閉作動が常に良好で、高周波処置を行うために先端本体を電気絶縁性の非金属材料で形成しても十分な強度と良好な作動を確保することができる内視鏡用鉗子の先端部を提供すること。

【解決手段】 一对の鉗子片5，5の各々から後方に突出形成された一对の駆動アーム6，6の間に挟まれる状態に、先端本体2から前方に向かって駆動アーム支持用中央隔壁4を突出形成して、一对の駆動アーム6，6を各々駆動アーム支持用中央隔壁4に回転自在に支持した。

【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自在な可撓性シースの先端に設けられた先端本体と、前記先端本体の先端部分に前方に向かって開閉できるように並列に並んで回動自在に配置された一対の鉗子片と、前記一対の鉗子片を回動駆動するために前記一対の鉗子片の各々から後方に突出形成された一対の駆動アームと、前記可撓性シースの後端側からの遠隔操作により前記一対の駆動アームを動作させて前記一対の鉗子片を開閉駆動するように前記可撓性シース内に挿通された操作ワイヤーとが設けられた内視鏡用鉗子の先端部において、前記一対の駆動アームの間に挟まれる状態に前記先端本体から前方に向かって駆動アーム支持用中央隔壁を突出形成して、前記一対の駆動アームを各々前記駆動アーム支持用中央隔壁に回動自在に支持したことを特徴とする内視鏡用鉗子の先端部。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記一対の駆動アームがその間に位置する前記駆動アーム支持用中央隔壁に一本の支持軸で回動自在に支持されている内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記先端本体の側壁部が前記駆動アームの動作範囲と干渉する部分を切り削いだ形状に形成されている内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 4】

請求項 3 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分が前記駆動アーム支持用中央隔壁と同一面に形成されている内視鏡用鉗子の先端部。

20

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の縁部が前記先端本体の軸方向に対して斜め向きに形成されている内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 6】

請求項 3 から 5 の何れかに記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記鉗子片の最大開き角を規制するように前記駆動アームが当接する開きストッパーが、前記先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の縁部の一部に形成されている内視鏡用鉗子の先端部。

30

【請求項 7】

請求項 3 から 6 の何れかに記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記操作ワイヤーを前記可撓性シース内から前記先端本体外に引き出すためのワイヤー通過孔が前記先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分に開口形成されていて、前記操作ワイヤーの先端が前記先端本体外において前記各駆動アームに連結されている内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 8】

請求項 7 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記ワイヤー通過孔が、前記先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の前記駆動アーム支持用中央隔壁と同一面に形成された部分と前記先端本体の軸方向に対して斜め向きに形成された縁部とにまたがって形成されている内視鏡用鉗子の先端部。

40

【請求項 9】

請求項 1 から 8 の何れかに記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記可撓性シースの外面が電気絶縁材により形成されると共に、前記操作ワイヤーと前記鉗子片が共に導電性の部材で形成されていて、前記操作ワイヤーを経由して前記鉗子片を高周波電源に接続することができる内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 10】

請求項 1 から 8 の何れかに記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記操作ワイヤ

50

ーが前記一对の鉗子片に対して独立して電氣的に導通する二本の互いに電気絶縁された導電性の部材で形成されると共に、前記先端本体が電気絶縁材により形成されて前記一对の鉗子片の間が電氣的に絶縁されていて、前記操作ワイヤーを経由して前記一对の鉗子片を高周波電源の異なる極に接続することができる内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記操作ワイヤーを形成する二本の互いに電気絶縁された導電性の部材の中の一方のみを経由して、前記一对の鉗子片の中の一方のみを高周波電源に接続することができる内視鏡用鉗子の先端部。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 又は 1 1 に記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記一对の鉗子片を前記駆動アーム支持用中央隔壁に回動自在に支持する支持軸が電気絶縁材で形成されている内視鏡用鉗子の先端部。 10

【請求項 1 3】

請求項 1 から 1 2 の何れかに記載された内視鏡用鉗子の先端部において、前記操作ワイヤーの先端部分に留め金が固着されていて、前記留め金が、前記駆動アームに形成されたワイヤー連結孔に差し込まれて軸周りに回轉自在に且つ軸方向には移動できないようにかしめられている内視鏡用鉗子の先端部。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

20

本発明は、内視鏡の処置具案内管路に通して使用される内視鏡用鉗子の先端部に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

内視鏡用鉗子の先端部には一般に、内視鏡の処置具案内管路に挿脱自在な可撓性シースの先端にステンレス鋼製の先端本体が取り付けられて、一对の鉗子片が先端本体の先端部分に前方に向かって開閉できるように並列に並んで回動自在に支持されている。そして、一对の鉗子片を開閉駆動するために各鉗子片から後方に駆動アームが突出形成されていて、可撓性シース内に挿通された操作ワイヤーで可撓性シースの後端側から一对の駆動アームを動作させて、一对の鉗子片を開閉駆動することができるようになっている（例えば、 30 特許文献 1）。

【特許文献 1】 特開平 1 0 - 1 7 9 6 0 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

図 1 3 は、前述のような従来の内視鏡用鉗子の先端部の可撓性シース 3 1 の先端に取り付けられた先端本体 3 2 を示している。先端本体 3 2 には先端側に開口するスリット 3 3 が形成されていて、図示されていない一对の駆動アームがスリット 3 3 内に緩く挟まれた状態に配置され、軸受孔 3 4 に通される支持軸を中心にして駆動アームが回動する。

そして、そのような構造において良好な作動を得るためにはスリット 3 3 の幅の寸法精度が極めて重要であるが、スリット 3 3 の両側壁は薄くて変形し易いので、スリット 3 3 を切削加工する際や軸受孔 3 4 に支持軸を固定するためのカシメ作業の際等にスリット 3 3 を変形させてしまう場合があり、それが鉗子片の開閉作動不良の大きな原因になっていた。 40

【0 0 0 4】

また、一对の鉗子片を高周波電源の正極と負極に別々に接続して高周波処置を行ういわゆるバイポーラの高周波処置用鉗子等を構成するためには、先端本体 3 2 を電気絶縁性の非金属材料で形成する必要があるがスリット 3 3 の両側壁部分の強度確保が難しく、また、一对の鉗子片を互いに絶縁分離するのが困難なため実用性のある高周波処置用鉗子を構成するのが困難であった。

50

【 0 0 0 5 】

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、鉗子片の開閉作動が常に良好で、高周波処置を行うために先端本体を電気絶縁性の非金属材料で形成しても十分な強度と良好な作動を確保することができる内視鏡用鉗子の先端部を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

内視鏡の処置具案内管路に挿脱自在な可撓性シースの先端に設けられた先端本体と、先端本体の先端部分に前方に向かって開閉できるように並列に並んで回転自在に配置された一対の鉗子片と、一対の鉗子片を回転駆動するために一対の鉗子片の各々から後方に突出形成された一対の駆動アームと、可撓性シースの後端側からの遠隔操作により一対の駆動アームを動作させて一対の鉗子片を開閉駆動するように可撓性シース内に挿通された操作ワイヤーとが設けられた内視鏡用鉗子の先端部において、一対の駆動アームの間に挟まれる状態に先端本体から前方に向かって駆動アーム支持用中央隔壁を突出形成して、一対の駆動アームを各々駆動アーム支持用中央隔壁に回転自在に支持した。

【 0 0 0 7 】

なお、一対の駆動アームがその間に位置する駆動アーム支持用中央隔壁に一本の支持軸で回転自在に支持されていてもよい。そして、先端本体の側壁部が駆動アームの動作範囲と干渉する部分を切り削いだ形状に形成されていてもよく、先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分が駆動アーム支持用中央隔壁と同一面に形成されていてもよく、先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の縁部が先端本体の軸方向に対して斜め向きに形成されていてもよい。また、鉗子片の最大開き角を規制するように駆動アームが当接する開きストッパーが、先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の縁部の一部に形成されていてもよい。

【 0 0 0 8 】

また、操作ワイヤーを可撓性シース内から先端本体外に引き出すためのワイヤー通過孔が先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分に開口形成されていて、操作ワイヤーの先端が先端本体外において各駆動アームに連結されていてよい。そして、ワイヤー通過孔が、先端本体の側壁の切り削いだ形状に形成された部分の駆動アーム支持用中央隔壁と同一面に形成された部分と先端本体の軸方向に対して斜め向きに形成された縁部とにまたがって形成されていてもよい。

【 0 0 0 9 】

また、可撓性シースの外表面が電気絶縁材により形成されると共に、操作ワイヤーと鉗子片が共に導電性の部材で形成されていて、操作ワイヤーを経由して鉗子片を高周波電源に接続することができるようにしてもよい。また、操作ワイヤーが一対の鉗子片に対して独立して電氣的に導通する二本の互いに電気絶縁された導電性の部材で形成されると共に、先端本体が電気絶縁材により形成されて一対の鉗子片の間が電氣的に絶縁されていて、操作ワイヤーを経由して一対の鉗子片を高周波電源の異なる極に接続することができるようにしてもよい。

【 0 0 1 0 】

そして、操作ワイヤーを形成する二本の互いに電気絶縁された導電性の部材の中の一つのみを経由して、一対の鉗子片の中の一つのみを高周波電源に接続することができるようにしてもよい。また、一対の鉗子片を駆動アーム支持用中央隔壁に回転自在に支持する支持軸が電気絶縁材で形成されていてもよい。また、操作ワイヤーの先端部分に留め金が固着されていて、留め金が、駆動アームに形成されたワイヤー連結孔に差し込まれて軸周りに回転自在に且つ軸方向には移動できないようにかしめられていてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡用鉗子の先端部によれば、一対の駆動アームの間に挟まれる状態に先端本体から前方に向かって駆動アーム支持用中央隔壁を突出形成して、一対の駆動アームを

10

20

30

40

50

各々駆動アーム支持用中央隔壁に回動自在に支持したことにより、鉗子片の開閉に際し常に良好な作動が得られ、高周波処置を行うために先端本体を電気絶縁性の非金属材で形成しても十分な強度と良好な作動を確保することができる。

【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、図2及び図3は本発明の第1の実施例の内視鏡用鉗子の先端部を示している。図1は鉗子片5が開いた状態の側面断面図、図2は鉗子片5が閉じた状態の側面図、図3は平面部分断面図である。1は、図示されていない内視鏡の処置具案内管路に挿脱される可撓性シースであり、この実施例ではステンレス鋼線を密着巻きしたコイルが使用されている。ただし、機械的強度の大きなプラスチック材（例えばPEEK樹脂等）でコイルを形成してもよく、コイルに代えて薄肉のPEEK樹脂、ポリイミド樹脂又はフッ素樹脂製のチューブ等のような可撓性チューブ等を用いてもよい。可撓性シース1の先端にはステンレス鋼等の金属製の先端本体2が連結固着されている。先端本体2には可撓性シース1の先端部分が差し込まれる中空孔3が後端側から形成されていて、可撓性シース1がそこに差し込まれて半田付け、圧着又はカシメ等で固着されている。

10

【0013】

先端本体2の先端部分には、導電性のステンレス鋼製の一对の鉗子片5、5が前方に向かって開閉できるように並列に並んで回動自在に配置され、その一对の鉗子片5、5を回動駆動するための駆動アーム6、6が、鉗子片5、5の各々から鉗子片5、5と一体に後方に向かって突出形成されている。なお、この実施例では鉗子片5が生検組織を採取できるカップ状に形成されているが、把持片状或いは刃状その他の形状に形成されたものであってもよい。

20

【0014】

断面形状が正円形をなす先端本体2の先端部分の直径の位置には、先端本体2を単体で示す図4に分かり易く示されるように、一对の駆動アーム6、6を回動自在に支持するための一定の厚みの板状の駆動アーム支持用中央隔壁4が前方に向かって突出形成されている。そして、図2におけるA-A断面を示す図5に示されるように、一对の駆動アーム6、6が駆動アーム支持用中央隔壁4を間に挟む状態に配置されていて、一本の支持軸8が、駆動アーム支持用中央隔壁4に形成された支持孔7と各駆動アーム6、6に形成された回動軸孔9とにまたがって差し込まれている。

30

【0015】

支持軸8は、径の大きな頭部8aを有する円柱体であり、その他端側8bが止め輪10に差し込まれて外側からカシメ加工により広げられて軸方向に移動できないようになっている。一对の駆動アーム6、6は、支持軸8に対して軸方向には移動できないが軸周りには自由に回動できる状態に係合している。したがって、図1に示されるように、一对の鉗子片5、5が支持軸8を中心に前方に向かって自由に開閉動作することができる。

【0016】

可撓性シース1内に軸方向に進退自在に挿通されたステンレス鋼撚り線からなる一对の操作ワイヤー11、11の先端には金属製の留め金13が固着されていて、各駆動アーム6の後端付近に形成された連結孔12に留め金13が軸周りに回転自在に係合している。ただし、図2におけるB-B断面を示す図6に示されるように、連結孔12に差し込まれた軸部とそれより大きな頭部とからなる留め金13の他端側13aがカシメ加工により広げられている。その結果、留め金13は連結孔12に対して軸方向には移動できないので、仮に図7に示されるように操作ワイヤー11が切断したような場合でも、留め金13が体内に落下せず駆動アーム6に係合した状態が維持されるので安全性が高い。

40

【0017】

可撓性シース1の手元側端部には操作部（図示せず）が連結されていて、操作ワイヤー11が遠隔操作により押し引き操作され、それによって一对の駆動アーム6、6が各々支持軸8を中心に回動するが、先端本体2はそのような駆動アーム6、6の動作範囲と

50

干渉しないよう側壁が切り削がれた形状に形成されている。各図において 14 がその切り削ぎ部であり、駆動アーム支持用中央隔壁 4 の壁面と段差のない同一面に形成されている。

【0018】

そのような切り削ぎ部 14 の縁部である切り削ぎ縁 15 は、一对の鉗子片 5, 5 が閉じた図 2 に示される状態の時に駆動アーム 6, 6 の辺部と平行になるように先端本体 2 の軸方向に対して斜め向きに形成されている。そのような切り削ぎ部 14 と切り削ぎ縁 15 は駆動アーム支持用中央隔壁 4 の両面側に形成されており、図 4 に破線で示されるように、切り削ぎ縁 15 の向きは表側と裏側とで 180°ひっくり返った向きになっている。切り削ぎ縁 15 の先端側の端部は、鉗子片 5, 5 の最大開き角を規制するための開きストッパー 16 になっていて、図 1 に示されるように駆動アーム 6 の背部が開きストッパー 16 に当接することにより、鉗子片 5, 5 がそれ以上開くことができなくなる。

10

【0019】

各操作ワイヤー 11, 11 の先端は先端本体 2 の外部で駆動アーム 6 に連結されており、切り削ぎ部 14 には、操作ワイヤー 11, 11 を可撓性シース 1 内から先端本体 2 外に引き出すためのワイヤー通過孔 17 が開口形成されている。ワイヤー通過孔 17 は、図 1 に示されるように、先端本体 2 に形成された中空孔 3 が斜面である切り削ぎ縁 15 部分を破る形で形成されると共に、図 4 に示されるように、先端本体 2 の外周側から形成された切削孔 18 が切り削ぎ部 14 を破る形で全体として一つなりに形成されている。

20

【0020】

このように構成された実施例の内視鏡用鉗子は、操作ワイヤー 11, 11 を手元側から押し引き操作することにより一对の駆動アーム 6, 6 が支持軸 8 を中心に回動し、各駆動アーム 6, 6 と一体に形成された鉗子片 5, 5 が支持軸 8 を中心に前方に向かって開閉動作をする。そして、一对の鉗子片 5, 5 を支持する駆動アーム支持用中央隔壁 4 は先端本体 2 の先端部分の直径位置に形成されていて、従来のスリットの両側壁に比べて 2 倍の厚みを直径の長さに確保することができるので、強度が格段に大きくて変形し難く、しかも多少変形したとしても駆動アーム 6 の回動動作を妨げないので鉗子片 5, 5 が常に良好に開閉動作することができ、後述する第 3 の実施例のように駆動アーム支持用中央隔壁 4 を電気絶縁性の非金属材料で形成しても十分な強度と作動性を得ることができる。

30

【0021】

図 8 は、いわゆるモノポーラの高周波処置具として用いることができる第 2 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部を示している。この実施例においては、可撓性シース 1 の外面に電気絶縁チューブ 20 が被覆されて、導電性の操作ワイヤー 11 が高周波電源 21 の正極端子に接続され、操作ワイヤー 11 を経由して一对の鉗子片 5, 5 に高周波電流を通電することができる。可撓性シース 1 が電気絶縁性のものであれば電気絶縁チューブ 20 は不要である。高周波電源 21 の負極端子には患者の体表面に接触させる対極板 22 が接続されている。このように構成された実施例の内視鏡用鉗子の先端部では、一对の鉗子片 5, 5 をモノポーラの高周波電極としてホットバイオブシーや止血その他の高周波処置を行うことができる。

40

【0022】

図 9、図 10 及び図 11 は、一对の鉗子片 5, 5 を正電極と負電極にしたいいわゆるバイポーラの高周波処置具として用いることができる第 3 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部を示している。図 9 は側面断面図、図 10 は平面部分断面図、図 11 は C - C 線で切断した断面図である。この実施例においては、先端本体 2 と支持軸 8 が共に例えばフッ素樹脂、ポロフェニレンサルファイド樹脂、ポリイミド樹脂又はエポキシ樹脂等のような電気絶縁性の材料で形成されて二つの鉗子片 5, 5 の間が電気絶縁されると共に、各操作ワイヤー 11 に絶縁被覆 24 が施されて、可撓性シース 1 の外面には電気絶縁チューブ 20 が被覆されている。ただし、操作ワイヤー 11 の一方だけに絶縁被覆 24 を施してもよく、先端本体 2 と支持軸 8 は必ずしも全体を電気絶縁材で形成しなくてもよい。

50

【0023】

このように構成された実施例の内視鏡用鉗子の先端部においては、一对の鉗子片 5 , 5 と個別に独立して電氣的につながっている一对の操作ワイヤー 1 1 , 1 1 を高周波電源 2 1 の正極端子と負極端子とに接続して、一对の鉗子片 5 , 5 の間に挟まれる生体組織に高周波電流を流し、極めて簡単な構成でしかも優れた強度と耐久性を有する構造のバイポーラ高周波処置具を実現することができ、図 1 0 及び図 1 1 に示されるように、一对の鉗子片 5 , 5 を駆動アーム支持用中央隔壁 4 によって確実に電氣的に分離することができるので電気安全性が高い。

【 0 0 2 4 】

また、図 1 2 に示されるように、一对の操作ワイヤー 1 1 , 1 1 の中の一方だけを高周波電源 2 1 の正極端子（又は負極端子）に接続することにより、一方の鉗子片 5 をモノポーラの高周波電極とする使い方が可能であり、そのようにすることにより、体内組織の焼灼部位が鉗子片 5 に焦げ付いてしまう現象を緩和することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の開状態の側面断面図。

【図 2】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の閉状態の側面図。

【図 3】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の平面部分断面図。

【図 4】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の先端本体の斜視図。

【図 5】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の図 2 における A - A 線で切断した断面図

20

。

【図 6】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の図 2 における B - B 線で切断した断面図

。

【図 7】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用鉗子の操作ワイヤーが先端付近で切断した状態の図 2 における B - B 線で切断した断面図。

【図 8】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の側面断面図。

【図 9】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の側面断面図。

【図 1 0】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の平面部分断面図。

【図 1 1】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用鉗子の図 1 0 における C - C 線で切断した断面図。

【図 1 2】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用鉗子の先端部の異なる使用態様の側面断面図

30

。

【図 1 3】従来の内視鏡用鉗子の先端本体の斜視図。

【符号の説明】

【 0 0 2 6 】

1 ... 可撓性シース

2 ... 先端本体

4 ... 駆動アーム支持用中央隔壁

5 ... 鉗子片

6 ... 駆動アーム

7 ... 支持孔

8 ... 支持軸

1 1 ... 操作ワイヤー

1 4 ... 切り削ぎ部

1 5 ... 切り削ぎ縁

1 6 ... 開きストッパー

1 7 ... ワイヤー通過孔

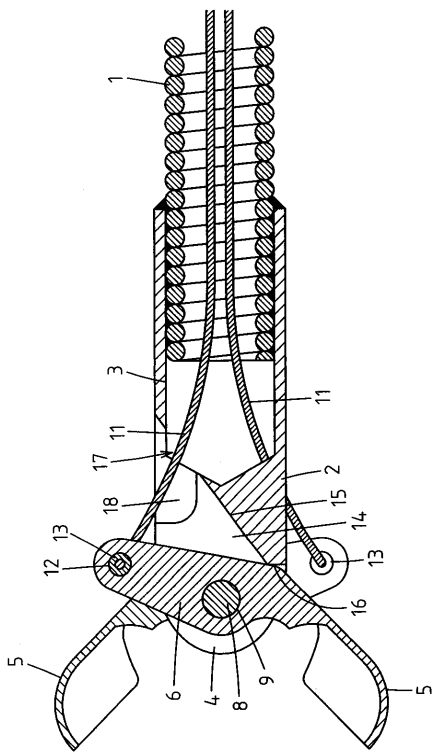
2 0 ... 電気絶縁チューブ

2 1 ... 高周波電源

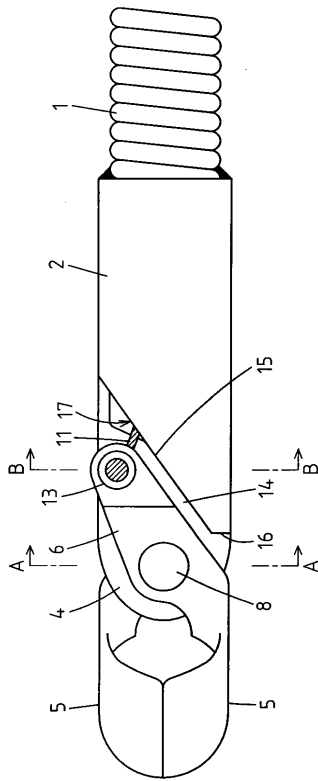
2 4 ... 絶縁被覆

40

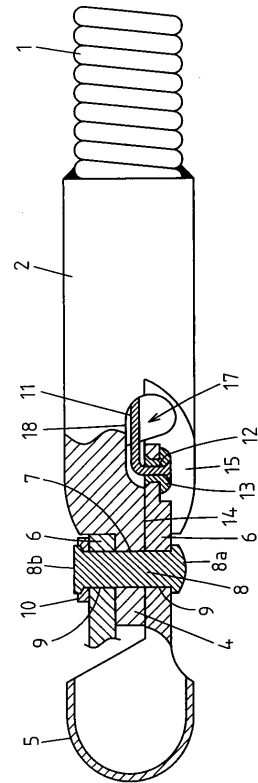
【図 1】



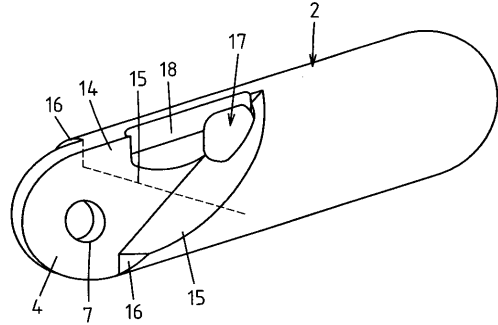
【図 2】



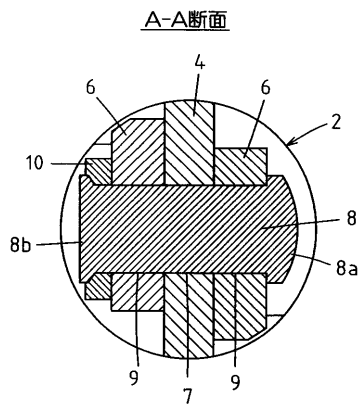
【図 3】



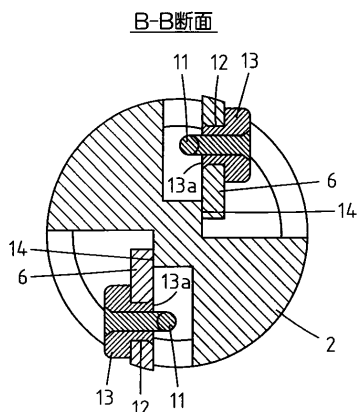
【図 4】



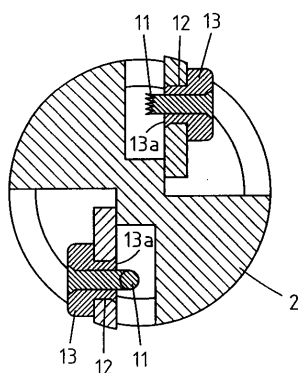
【図 5】



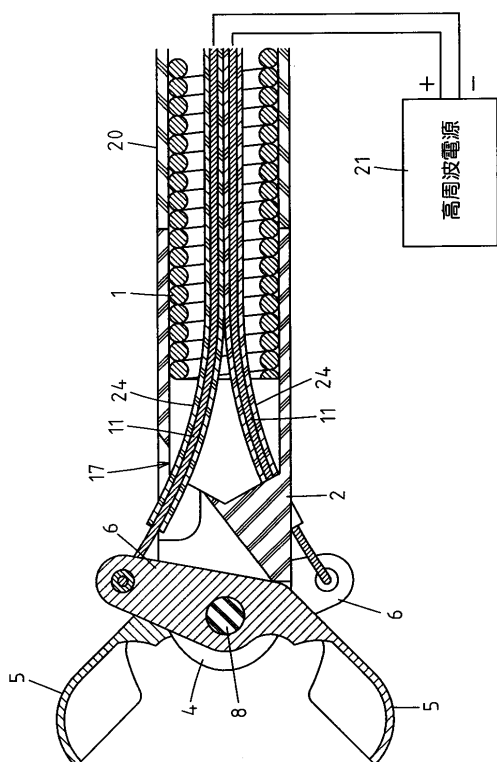
【 図 6 】



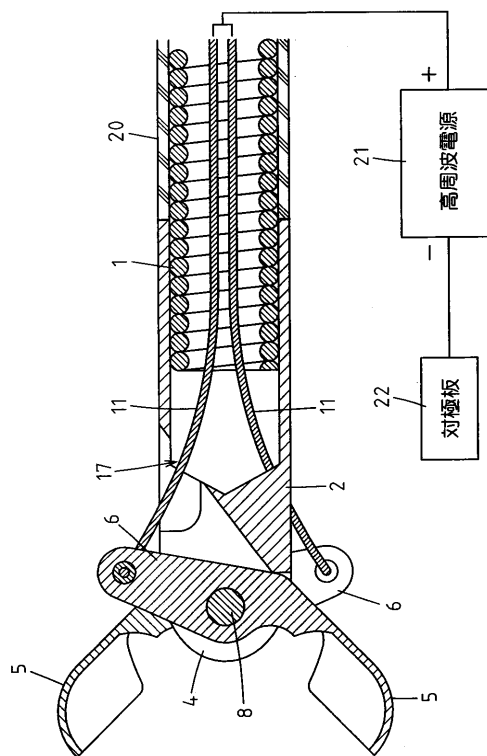
【 図 7 】



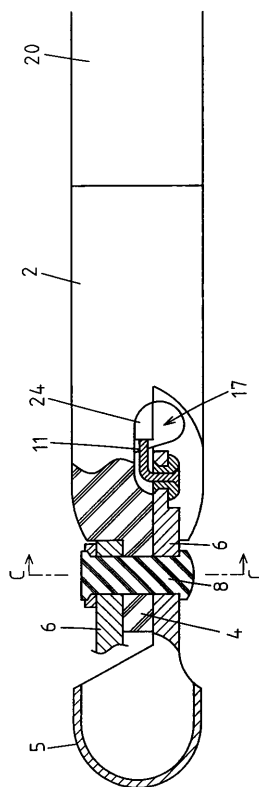
【 図 9 】



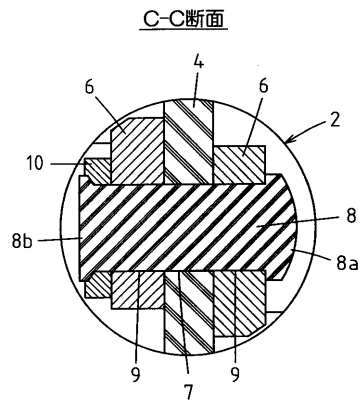
【 図 8 】



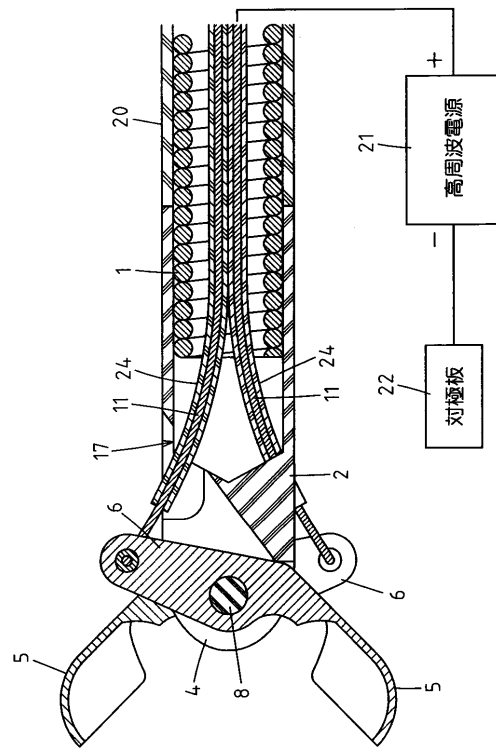
【 図 10 】



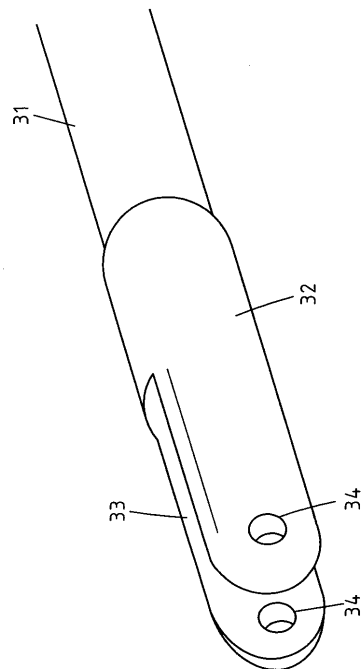
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	内窥镜钳的远端部分		
公开(公告)号	JP2006334348A	公开(公告)日	2006-12-14
申请号	JP2005188918	申请日	2005-06-01
[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	A61B17/28 A61B1/00 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B1/00.334.D A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/GG29 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK12 4C060/KK22 4C060/MM24 4C061/GG15 4C160/GG24 4C160/GG26 4C160/GG29 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK14 4C160/KK22 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN11 4C161/GG15		
其他公开文献	JP4423474B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜即使远端主体由用于高频治疗的电绝缘非金属材料形成，也能够始终打开和闭合钳子片并确保足够的强度和良好的操作。提供镊子的尖端。 解决方案：支撑中央分隔壁4的驱动臂从远端主体2向前移动，处于夹在分别从一对钳子5、5向后突出的一对驱动臂6、6之间的状态。一对驱动臂6和6分别可旋转地支撑在驱动臂支撑中央分隔壁4上。[选型图]图1

