

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4889827号
(P4889827)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-511924 (P2011-511924)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年8月4日 (2010.8.4)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/063182		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02011/033874	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成23年3月24日 (2011.3.24)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成23年3月14日 (2011.3.14)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	特願2009-212942 (P2009-212942)		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成21年9月15日 (2009.9.15)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 鈴木 三義
早期審査対象出願		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

鉗子回転軸によって相対回転可能に支持された一対の鉗子部材と、
前記一対の鉗子部材の開閉操作を行うための操作部と、
前記一対の鉗子部材と前記操作部とを接続する操作ワイヤと、
前記操作ワイヤの先端部に設けられ、少なくとも一つのリンク回転軸を有する接続部材と、

第一の端部が前記一対の鉗子部材の各々の基端部に回転可能に連結され、第二の端部が前記リンク回転軸に回転可能に連結された一対のリンク部材と、

前記一対のリンク部材が前記リンク回転軸回りに回転する際に前記一対のリンク部材の開閉方向の内側に向けられる面であって前記一対のリンク部材の少なくとも一方の前記面に当接可能であるとともに、前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記鉗子回転軸に対する相対移動の方向を規制する規制部と、

を備え、

前記接続部材は、前記操作ワイヤの軸線と平行に形成された溝を有し、

前記規制部は、前記溝と係合することによって前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記相対移動の方向を規制し、且つ、前記一対のリンク部材が前記規制部に近接する方向において、前記一対のリンク部材が前記規制部に当接する位置を越えるような前記一対のリンク部材の回転を規制することを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

10

20

鉗子回転軸によって相対回転可能に支持された一対の鉗子部材と、
前記一対の鉗子部材の開閉操作を行うための操作部と、
前記一対の鉗子部材と前記操作部とを接続する操作ワイヤと、
前記操作ワイヤの先端部に設けられ、少なくとも一つのリンク回転軸を有する接続部材
と、

第一の端部が前記一対の鉗子部材の各々の基端部に回転可能に連結され、第二の端部が
前記リンク回転軸に回転可能に連結された一対のリンク部材と、

前記接続部材及び前記操作ワイヤの、前記鉗子回転軸に対する相対移動の方向を規制す
る規制部と、

を備え、

前記接続部材は、前記操作ワイヤの軸線と平行に形成された溝を有し、

前記規制部は、前記溝と係合することによって前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記
相対移動の方向を前記操作ワイヤの軸線と平行に規制する内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記規制部は、前記操作ワイヤの軸線と平行に配置された規制ワイヤである請求項 1 ま
たは 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記一対の鉗子部材の少なくとも一方は、通電可能な電極部と、前記電極部の少なくと
も一部を被覆するように取り付けられた絶縁部とを有し、

前記規制ワイヤの第一の端部は前記電極部に電氣的に接続され、前記規制ワイヤの第二
の端部は電源に接続される請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入されて使用される内視鏡用処置具に関する。

本願は、2009年9月15日に、日本に出願された特願2009-212942号に
基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、経内視鏡的に体腔内に挿入されて患者等の体腔内組織に対して様々な手技を行う
ために用いられる内視鏡用処置具（以下、単に「処置具」と称する。）が知られている。

処置具の一例として、特許文献1に記載の鉗子が知られている。この鉗子では、回転軸
を介して互いに相対回転可能に支持された一対の鉗子部材が先端に設けられている。

【0003】

一対の鉗子部材は、操作ワイヤによって手元側の操作部と接続されている。操作ワイヤ
の先端には、2本のリンク部材が回転可能に取り付けられており、各リンク部材の先端は
、それぞれ一対の鉗子部材の一方及び他方の基端に回転可能に取り付けられている。

これにより、操作部を介して操作ワイヤを軸線方向に進退させることで一対の鉗子部材
を回転軸回りに相対回転させて開閉させることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4197983号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記従来の処置具では、鉗子部材の開閉動作が安定しない場合があった。

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、鉗子部材の開閉動作を安定して行うこ
とができる内視鏡用処置具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】

10

20

30

40

50

【0008】

本発明の一態様の内視鏡用処置具は、鉗子回転軸によって相対回転可能に支持された一対の鉗子部材と、前記一対の鉗子部材の開閉操作を行うための操作部と、前記一対の鉗子部材と前記操作部とを接続する操作ワイヤと、前記操作ワイヤの先端部に設けられ、少なくとも一つのリンク回転軸を有する接続部材と、第一の端部が前記一対の鉗子部材の各々の基端部に回転可能に連結され、第二の端部が前記リンク回転軸に回転可能に連結された一対のリンク部材と、前記一対のリンク部材が前記リンク回転軸回りに回転する際に前記一対のリンク部材の開閉方向の内側に向けられる面であって前記一対のリンク部材の少なくとも一方の前記面に当接可能であるとともに、前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記鉗子回転軸に対する相対移動の方向を規制する規制部と、を備え、前記接続部材は、前記操作ワイヤの軸線と平行に形成された溝を有し、前記規制部は、前記溝と係合することによって前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記相対移動の方向を規制し、且つ、前記一対のリンク部材が前記規制部に近接する方向において、前記一対のリンク部材が前記規制部に当接する位置を越えるような前記一対のリンク部材の回転を規制する。

10

また、本発明の一態様の内視鏡用処置具は、鉗子回転軸によって相対回転可能に支持された一対の鉗子部材と、前記一対の鉗子部材の開閉操作を行うための操作部と、前記一対の鉗子部材と前記操作部とを接続する操作ワイヤと、前記操作ワイヤの先端部に設けられ、少なくとも一つのリンク回転軸を有する接続部材と、第一の端部が前記一対の鉗子部材の各々の基端部に回転可能に連結され、第二の端部が前記リンク回転軸に回転可能に連結された一対のリンク部材と、前記接続部材及び前記操作ワイヤの、前記鉗子回転軸に対する相対移動の方向を規制する規制部と、を備え、前記接続部材は、前記操作ワイヤの軸線と平行に形成された溝を有し、前記規制部は、前記溝と係合することによって前記接続部材及び前記操作ワイヤの前記相対移動の方向を前記操作ワイヤの軸線と平行に規制する。

20

【0009】

前記規制部は、前記操作ワイヤの軸線と平行に配置された規制ワイヤであってもよい。

また、前記一対の鉗子部材の少なくとも一方は、通電可能な電極部と、前記電極部の少なくとも一部を被覆するように取り付けられた絶縁部とを有し、前記規制ワイヤの第一の端部は前記電極部に電氣的に接続され、前記規制ワイヤの第二の端部は電源に接続されてもよい。

【発明の効果】

30

【0010】

本発明の一態様の内視鏡用処置具によれば、鉗子部材の開閉動作を安定して行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1実施形態の内視鏡用処置具の全体図である。

【図2】同内視鏡用処置具の処置部周辺を、カバーを除いて示す図である。

【図3】同処置部周辺の断面図である。

【図4】図2のA-A線における断面図である。

【図5】同内視鏡用処置具の挿入部の一部を示す断面図である。

40

【図6】同内視鏡用処置具の使用時の一動作を示す図である。

【図7】本発明の第2実施形態の内視鏡用処置具の全体図である。

【図8】同内視鏡用処置具の処置部周辺を、カバーを除いて示す図である。

【図9】図8のB-B線における断面図である。

【図10】本発明の第3実施形態の内視鏡用処置具の処置部周辺を、カバーを除いて示す図である。

【図11】図10のC-C線における断面図である。

【図12】同処置部周辺の断面図である。

【図13】本発明の変形例の内視鏡用処置具における、挿入部の一部を示す断面図である。

50

【図 1 4】本発明の変形例の内視鏡用処置具における、接続部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図 1 から図 6 を参照して本発明の第 1 実施形態の内視鏡用処置具について説明する。本実施形態の内視鏡用処置具である処置具 1 は、図 1 に示すように、体腔内組織に対して処置を行うための処置部 10 と、処置部 10 を操作するための操作部 20 と、処置部 10 と操作部 20 とを接続するための接続部 30 と、体腔内に挿入される長尺の挿入部 40 とを備えている。

【0013】

処置部 10 においては、第 1 鉗子部材 11 と第 2 鉗子部材 12 とからなる一对の鉗子部材が、鉗子回動軸 13 で相対回動自在に支持されている。鉗子回動軸 13 は、鉗子部材 11、12 を挟むように配置されたカバー 14 に支持されている。

10

【0014】

操作部 20 は、挿入部 40 が取り付けられた本体部 21 と、摺動可能に本体部 21 に取り付けられたスライダ 22 とを備えている。

【0015】

スライダ 22 と処置部 10 とは、接続部 30 によって接続されており、スライダ 22 を本体部 21 の長手方向に摺動させることにより、一对の鉗子部材 11、12 を開閉させることができる。この点については、使用時の動作の説明において詳述する。

【0016】

20

図 2 は、処置具 1 の処置部 10 周辺を、カバー 14 を除いて示す図であり、図 3 は、処置部 10 周辺を別の角度からみた断面図である。図 2 及び図 3 に示すように、接続部 30 は、操作ワイヤ 31 と、操作ワイヤ 31 の先端に取り付けられたリンク機構 32 と、リンク機構 32 の進退動作を案内する規制ワイヤ（規制部）33 とを備えている。操作ワイヤ 31 は、公知の構成を有し、先端側の第一端部 31A は、リンク機構 32 に、基端側の第二端部 31B（図 1 参照）は、操作部 20 のスライダ 22 に接続されている。

【0017】

リンク機構 32 は、操作ワイヤ 31 の先端に取り付けられた接続部材 34 と、接続部材 34 と一对の鉗子部材 11、12 とを接続する第 1 リンク部材 35 及び第 2 リンク部材 36 の一对のリンク部材とを備えている。

30

【0018】

接続部材 34 は、先端側に 2 つのリンク回動軸 34A 及び 34B を備えている。各リンク回動軸 34A、34B には、ピン 37 によってそれぞれ第 1 リンク部材 35 及び第 2 リンク部材 36 の基端が回動可能に連結されている。また、接続部材 34 には、操作ワイヤ 31 の軸線 X1 と平行に延びる溝 34C が形成されている。

【0019】

各リンク回動軸 34A、34B は、操作ワイヤの軸線 X1 から等距離（略等距離を含む）離間し、軸線 X1 を挟んで対向している。2 本のピン 37 の軸線は平行（略平行を含む）であり、2 つのリンク回動軸 34A、34B は、互いに平行に配置されている。

各リンク部材 35、36 の先端側は、それぞれ第 1 鉗子部材 11 及び第 2 鉗子部材 12 の基端側に回動可能に連結されている。一对の鉗子部材 11、12 が閉じられた状態において、各リンク部材 35、36 は互いに平行となるように設定されている。

40

【0020】

規制ワイヤ 33 は、第一端部 33A が鉗子回動軸 13 に接続され、第二端部（不図示）は、挿入部 40 を通って操作部 20 の本体部 21 に接続されている。規制ワイヤ 33 は、接続部材 34 の溝 34C 内を通るように、操作ワイヤ 31 の軸線 X1 と平行（略平行を含む）に配置されている。

【0021】

図 4 は、図 2 の A - A 線における断面図である。図 4 に示すように、接続部材 34 は、リンク回動軸 34A が形成される部位とリンク回動軸 34B が形成される部位とが、軸線

50

X 1 を挟んで互い違いとなるように、軸線 X 1 に直交する面の断面形状がクランク状となっている。これにより、リンク機構 3 2 の最大厚さ寸法は、いずれのリンク回転軸 3 4 A、3 4 B においても、概ね接続部材 3 4 の厚さと各リンク部材 3 5、3 6 の厚さとの和に近い値となっており、部材 2 枚分の厚さに抑えられている。

【 0 0 2 2 】

挿入部 4 0 は、操作ワイヤ 3 1 が挿通されるコイルシース 4 1 と、コイルシース 4 1 が挿通されたチューブシース 4 2 とを備えている。

コイルシース 4 1 は、公知の各種のものを適宜選択して採用することができる。コイルシース 4 1 の先端にはカバー 1 4 が取り付けられ、基端は操作部 2 0 の本体部 2 1 に固定されている。

【 0 0 2 3 】

図 5 に示すように、コイルシース 4 1 は、先端から所定の長さ L 1 だけ基端側の部位において、外周面が切削加工等されており、外径の小さい小径部 4 3 が形成されている。コイルシース 4 1 は、小径部 4 3 において 2 本に分かれており、小径部 4 3 に取り付けられた接続リング 4 4 を介して口付け等により一体のコイルシースとなっている。

【 0 0 2 4 】

チューブシース 4 2 も、樹脂等で形成された公知の各種のものを適宜選択して採用することができる。チューブシース 4 2 の基端は本体部 2 1 の先端に設けられた開口に挿入されているが、本体部 2 1 に対しては相対回転可能である。チューブシース 4 2 には、コイルシース 4 1 の小径部 4 3 に嵌合するリング部材（進退抑制部材）4 5 が圧入されている。圧入された状態において、リング部材 4 5 の内径はコイルシース 4 1 の基本的な外径（小径部 4 3 以外の部位の外径）及び接続リング 4 4 の外径よりも小さく設定されている。また、リング部材 4 5 の内径は、小径部 4 3 の外径よりも大きく、両者の間にクリアランスが確保されている。

【 0 0 2 5 】

このような構成を備えることによって、コイルシース 4 1 とチューブシース 4 2 とは、軸線回りに相対回転可能かつ軸線方向に実質的に相対移動不能となっている。上述のような構成を実現するためには、小径部 4 3 を形成した 1 本のコイルシースを小径部 4 3 で切断して 2 本に分割する。そして、先端側のコイルシースの小径部にリング部材 4 5 を嵌めた状態で、接続リング 4 4 を用いて切断されたコイルシースを一本に接続する。その後、リング部材 4 5 が取り付けられたコイルシース 4 1 をチューブシース 4 2 に挿入し、リング部材 4 5 をチューブシース 4 2 に圧入する。これにより、処置具 1 の挿入部 4 0 が完成する。

【 0 0 2 6 】

所定の長さ L 1 は、適宜設定することができるが、接続部 3 0 の接続部材 3 4 とリング部材 4 5 との間の挿入部 4 0 は、処置具 1 先端側の硬質長（後述）を実質的に短くするために、十分撓み変形できる程度の長さ、例えば 2 0 ミリメートル（mm）以上に設定されることが好ましい。

【 0 0 2 7 】

上記のように構成された処置具 1 の使用時の動作について説明する。

まず、患者の体内に図示しない内視鏡を挿入し、処置対象の体腔内組織（対象組織）付近まで内視鏡の先端を進める。

【 0 0 2 8 】

続いて、スライダ 2 2 を操作部 2 0 の本体部 2 1 に対して後退させて一対の鉗子部材 1 1、1 2 を閉じた状態とし、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入部 4 0 を挿入する。そして、処置部 1 0 を鉗子チャンネルの先端から突出させる。このとき、処置具 1 先端の処置部 1 0、及びカバー 1 4 に覆われた接続部 3 0 の一部と、挿入部 4 0 のリング部材 4 5 が設けられた部位とは、所定の長さ L 1 だけ離れているため、両者の間の挿入部 4 0 は可撓性を保持している。その結果、内視鏡が体腔内で蛇行等していてもその形状に追従して良好に撓み変形し、好適に処置具 1 を内視鏡の鉗子チャンネル内に挿入することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

処置を行う際には、スライダ 2 2 を本体部 2 1 に対して前進移動させる。すると、スライダ 2 2 に接続された操作ワイヤ 3 1 がコイルシース 4 1 に対して前進する。上述のように、鉗子回転軸 1 3 はコイルシース 4 1 に取り付けられたカバー 1 4 に支持されているので、第 1 鉗子部材 1 1 及び第 2 鉗子部材 1 2 は、それぞれ鉗子回転軸 1 3 を中心に回転して、図 6 に示すように処置部 1 0 が開く。

【 0 0 3 0 】

このとき、操作ワイヤ 3 1 及びその先端に取り付けられた接続部材 3 4 は、溝 3 4 C が規制ワイヤ 3 3 と係合することによって、操作ワイヤ 3 1 の軸線 X 1 と平行に配置された規制ワイヤ 3 3 に沿って進退する。したがって、操作ワイヤ 3 1 及び接続部材 3 4 は、鉗子回転軸 1 3 に対する相対移動の方向が規制され、接続部材 3 4 が軸線 X 1 から離間する方向に逸脱することが抑制されつつ進退操作される、その結果、一对の鉗子部材 1 1、1 2 の開閉が良好に行われる。

【 0 0 3 1 】

使用者は、スライダ 2 2 を進退させて処置部 1 0 の一对の鉗子部材 1 1、1 2 を開閉しながら、対象組織に対して所望の処置を行う。必要に応じて、本体部 2 1 を軸線回りに回転操作することにより、処置部 1 0 を回転させ、一对の鉗子部材 1 1、1 2 の開閉面と対象組織との位置関係を調節してもよい。

【 0 0 3 2 】

本実施形態の処置具 1 によれば、接続部材 3 4 に、操作ワイヤ 3 1 の軸線 X 1 と離間した 2 つのリンク回転軸 3 4 A 及び 3 4 B が設けられており、それぞれに第 1 リンク部材 3 5 及び第 2 リンク部材 3 6 が接続されている。したがって、接続部材 3 4 と各リンク部材 3 5、3 6 との接続部位の各リンク回転軸 3 4 A、3 4 B の延在方向における厚さ寸法は、全体にわたって接続部材 3 4 と各リンク部材 3 5、3 6 の一方との和となる部材 2 枚分の厚さとなる。その結果、2 つのリンク部材が同一の回転軸で接続される従来の構造に比べて、処置部を含む先端側の領域の更なる細径化を図ることができる。

【 0 0 3 3 】

また、処置具 1 先端に設けられた硬質の処置部 1 0 及び接続部 3 0 の一部と、挿入部 4 0 においてコイルシース 4 1 とチューブシース 4 2 とを相対回転可能に接続するリング部材 4 5 とが所定の長さ L 1 離れて配置されている。このため、硬質の処置部 1 0 等とリング部材 4 5 とが接近している場合はそれぞれの軸線方向寸法の和となる処置具 1 の先端側の硬質長を、実質的に短くすることができる。したがって、内視鏡への挿入性の良好な処置具とすることができる。

【 0 0 3 4 】

特許文献 1 に記載の鉗子では、一对の鉗子部材を開くために操作ワイヤを前進させると、操作ワイヤとリンク部材との接続部位が鉗子部材の回転軸と操作ワイヤとを結ぶ中心線上から大きく逸脱するように変位することがある。接続部位にこのような変位が生じると、操作ワイヤを進退させても鉗子の開閉が良好に行われず、処置に支障が出ることがあるという問題がある。

これを防ぐ一つの方法として、リンク部材の回転軸を有し、操作ワイヤの先端に設けられた接続部材の、操作ワイヤの軸線方向における寸法を長く設定することが考えられる。しかしながら、この場合は、実質的に可撓性を有さない領域の長さ（以下、「硬質長」と称する。）が処置具の先端側において長くなるという問題がある。硬質長が長くなると、内視鏡が体腔内で蛇行等している場合に、処置具を内視鏡のチャンネル内に挿入しにくくなり、処置具の挿抜に大きな力量が必要となることがある。

従来の処置具においては、コイルシース 4 1 とチューブシース 4 2 とを相対回転可能に接続する構造は、チューブシースの先端付近に設けられることが多く、その結果、処置具先端の硬質長が長くなり、鉗子チャンネルへの挿入が困難となったり、内視鏡に対する挿抜に大きな力量が必要となったりする等の問題があった。本実施形態の処置具 1 の挿入部 4 0 の構造は、これを解決するものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

次に、本発明の第2実施形態について、図7から図9を参照して説明する。本実施形態の処置具51と第1実施形態の処置具1との異なるところは、規制ワイヤを通して処置部に通電が行われる点である。

なお、以降の説明において、既に説明した各実施形態の処置具と共通する構成については、同一の符号を付して、重複する説明を省略する。

【 0 0 3 6 】

図7は、処置具51を示す全体図である。スライダ22に代えて操作部20に設けられたスライダ52には、図示しない高周波電源と接続されるプラグ53が設けられている。

図8は、処置具51の処置部60周辺を、カバー14を除いて示す図である。処置部60は、一对の鉗子部材11、12に代えて、第1鉗子部材61及び第2鉗子部材62を備えている。

【 0 0 3 7 】

図8において上側に位置する第2鉗子部材62は、アルミナやジルコニアといったセラミック部材、又はポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK:登録商標)等の樹脂で形成されており、絶縁性を有している。

なお、このような構成に代えて、ステンレス等の金属で構成されたコアの表面すべてを上述の絶縁性部材や絶縁コーティング等により被覆して第2鉗子部材62が形成されてもよい。

【 0 0 3 8 】

一方、図8において下側に位置する第1鉗子部材61は、ステンレス等の導体で形成された電極面63Aが露出された電極部63と、電極部63の一部を被覆するように設けられた絶縁部64とを備えている。電極面63Aは、図8に示すように、少なくとも処置時に体腔内組織に接触する一对の鉗子部材61、62が対向する開閉面に設けられるのが好ましい。また、電極面63Aの面積は小さい方がエネルギーを集中させやすく、好ましい。

【 0 0 3 9 】

絶縁部64は、第2鉗子部材62と同様の絶縁性部材を用いて電極部63の表面の一部を被覆したり、絶縁コーティングを施したりすることによって形成することができる。絶縁部64は、処置部60及び接続部30等の金属部位に電極部63に供給された電流が漏れないように、例えば各リンク部材35、36やカバー14と接触する可能性のある部位はすべて被覆されるように設けられている。したがって、第1鉗子部材61のうち、後述する鉗子回動軸65よりも基端側に位置する部位の表面はほとんどすべて絶縁部で被覆されている。

【 0 0 4 0 】

図9は、図8のB-B線における断面図である。図9に示すように、一对の鉗子部材61及び62を相対回動可能に連結する鉗子回動軸65は、導体からなる芯体66と、芯体66の外周面を絶縁被覆する円筒部(絶縁層)67とを備えている。円筒部67は、絶縁性材料からなる部材で形成されても、絶縁コーティング等からなる絶縁層で形成されても、いずれでも構わない。

【 0 0 4 1 】

接続部30には、規制ワイヤ33に代えて規制ワイヤ71が設けられている。規制ワイヤ71の基端側(第二の端部)は、プラグ53と電氣的に接続されており、規制ワイヤ71は、処置部60の電極部63に高周波電流を供給する給電ワイヤとしても機能する。規制ワイヤ71は、電極部63以外の金属部位に電流を漏らさないよう、両端部を除いたほぼ全長にわたって絶縁性の被覆72が設けられている。

【 0 0 4 2 】

規制ワイヤ71の先端(第一の端部)には、円筒状の回動接点部材73が取り付けられている。図9に示すように、回動接点部材73は、円筒部67の外側に、鉗子回動軸65と同軸となるようにはめ込まれている。そして、円筒部67の外周面と対向するように露

10

20

30

40

50

出された電極部 6 3 の一部と電氣的に接続されている。

上記のような構造により、規制ワイヤ 7 1 の先端は、鉗子回転軸 6 5 に対して回転自在に取り付けられ、かつ第 1 鉗子部材 6 1 の電極部 6 3 にのみ高周波電流を供給可能となっている。また、図 8 に示すように、リンク回転軸 3 4 A、3 4 B の軸線方向から見たときに、規制ワイヤ 7 1 は、第 1 リンク部材 3 5 と第 2 リンク部材 3 6 との間に位置するように配置されており、規制ワイヤ 7 1 と各リンク部材 3 5、3 6 とが重ならない位置関係となっている。

上述した各構造により、処置具 5 1 は、全体としてモノポーラ（単極子型）の高周波処置具に構成されている。

【 0 0 4 3 】

上記のように構成された処置具 5 1 の使用時の動作について説明する。

まず、図示しない公知の対極板と接触させた患者の体内に、図示しない内視鏡を挿入し、処置対象の体腔内組織付近まで内視鏡の先端を進める。そして、第 1 実施形態の処置具 1 と同様の手順で処置部 6 0 を鉗子チャンネルから突出させた後、図示しない高周波電源とプラグ 5 3 とを図示しない電源ケーブルで接続する。

【 0 0 4 4 】

使用者が対象組織を処置部 6 0 の開いた一对の鉗子部材 6 1、6 2 間に位置させて、スライダ 5 2 を処置部 6 0 から離間する方向に引くと、一对の鉗子部材 6 1、6 2 の先端側が閉じられて、処置部 6 0 に対象組織が挟み込まれ、電極面 6 3 A が対象組織に接触する。

【 0 0 4 5 】

この状態で、使用者が高周波電源から高周波電流を供給すると、高周波電流は規制ワイヤ 7 1 を通って電極部 6 3 まで供給され、電極面 6 3 A において対象組織が焼灼される。

処置終了後、使用者は、処置具 5 1 を鉗子チャンネルから抜去し、かつ、内視鏡を体外へ抜去させて手技を終了する。

【 0 0 4 6 】

本実施形態の処置具 5 1 によれば、規制ワイヤ 7 1 を給電ワイヤとして利用しているので、操作ワイヤ 3 1 を介して給電を行うのに比べて、リンク部材 3 5、3 6 等の絶縁処理等が必要なく、より容易かつ選択的に電極部 6 3 に高周波電流を供給することができる。

【 0 0 4 7 】

また、規制ワイヤ 7 1 の先端は、回転接点部材 7 3 により回転可能に鉗子回転軸 6 5 に接続されているので、一对の鉗子部材 6 1、6 2 の開閉時にこれら鉗子部材に余分な力を作用させることがなく、好適に開閉操作を行うことができる。

【 0 0 4 8 】

さらに、回転接点部材 7 3 は、一对の鉗子部材 6 1、6 2 の開閉に伴って動くことがないので、処置時等においてカバー 1 4 の外に露出することがない。したがって、規制ワイヤ 7 1 の不要な体腔内組織との接触及びそれに伴う漏電を好適に抑制することができる。

【 0 0 4 9 】

さらに、回転接点部材 7 3 は、鉗子回転軸 6 5 の円筒部 6 7 に外嵌されることにより、円筒部 6 7 と、円筒部 6 7 の外周面に対向して露出された電極部 6 3 との間に介装され、回転接点部材 7 3 の軸線 X 1 方向における両側に電極部 6 3 の一部が位置している。したがって、処置時に一对の鉗子部材 6 1、6 2 を閉じるためにスライダ 5 2 を処置部 6 0 から離間するように牽引すると、規制ワイヤ 7 1 も操作部 2 0 側に牽引される。この操作に伴い、回転接点部材 7 3 も操作部 2 0 側に牽引されて電極部 6 3 の一部に押し付けられるので、確実に回転接点部材 7 3 と電極部 6 3 とが接触し、処置時に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 5 0 】

加えて、鉗子回転軸 6 5 が金属等の導体からなる芯体 6 6 と、芯体 6 6 の外周面を絶縁被覆する円筒部 6 7 とから形成されているので、電極部 6 3 との絶縁を保ちつつ、一对の鉗子部材 6 1、6 2 の開閉操作時に作用する力に十分耐えうる程度の剛性を容易に確保す

10

20

30

40

50

ることができる。

【0051】

また、給電ワイヤとして機能する規制ワイヤ71と一对のリンク部材35、36とが、リンク回動軸34A、34Bの軸線方向から見たときに重ならないように配置されているので、規制ワイヤ71を、平行な一对のリンク部材35、36間に通して操作ワイヤ31の軸線X1に平行な直線状に配置することができる。その結果、接続部30の接続部材34の摺動をガイドする機能と電極部63への給電機能とを好適に規制ワイヤ71に両立させることができる。

【0052】

次に、本発明の第3実施形態について、図10から図12を参照して説明する。本実施形態の処置具81と上述の各実施形態の処置具との異なるところは、処置具81が、全体としてバイポーラ（双極子型）の高周波処置具に構成されている点である。

10

【0053】

図10は、処置具81の処置部90周辺を、カバー14を除いて示す図であり、図11は図10のC-C線における断面図である。また、図12は、処置部90周辺の、鉗子回動軸及び操作ワイヤと平行な面における断面図である。図10から図12に示すように、処置具81においては、給電ワイヤとしても機能する規制ワイヤ71が2本処置部90に接続されている。それに伴い、接続部材34の溝34Cも両面に計2箇所設けられている。

【0054】

20

処置部90は、第1鉗子部材61と、第2鉗子部材91と的一对の鉗子部材を備えている。第2鉗子部材91は、第1鉗子部材61とほぼ同様の構造を有し、電極面92Aを有する電極部92と、絶縁部93とを有する。第1鉗子部材61と第2鉗子部材91とが接触する部位は、それぞれ導通しないように絶縁部64及び93によって被覆されている。

【0055】

鉗子回動軸94は、芯体66と、絶縁性の円筒部95とを備えている。円筒部95の外周面には、全周にわたって径方向外側に突出するフランジ（突出部）96が形成されている。鉗子回動軸96に連結された第1鉗子部材61及び第2鉗子部材91は、互いに対向する面の一部が切り欠かれており、フランジ96は、これら切り欠きによって形成された凹部97に進入している。

30

【0056】

2本の規制ワイヤ71に取り付けられた回動接点部材82は、概ね第2実施形態の回動接点部材73と同様の形状であるが、鉗子回動軸94に外嵌される円筒状の部位の軸線方向の寸法は回動接点部材73よりも短く設定されている。図10及び図12に示すように、一方の規制ワイヤ71Aは、第2鉗子部材91の電極部92と電氣的に接続され、他方の規制ワイヤ71Bは、第1鉗子部材61の電極部63と電氣的に接続されている。各規制ワイヤ71A、71Bの基端は、いずれも図示しない高周波電源に接続され、高周波電流の回路を形成する。

【0057】

処置具81の使用方法は、通常の高周波処置具と同様であり、対極板の設置は必要ない。使用者が一对の鉗子部材61、91間に対象組織を挟んで処置部90に通電を行うと、一方の鉗子部材の電極面（例えば電極面63A）から他方の鉗子部材の電極面（例えば電極面92A）に向かって高周波電流が流れ、対象組織が焼灼される。

40

【0058】

本実施形態の処置具81においても、第1実施形態の処置具1と同様の効果を得ることができる。また、第2実施形態の処置具51同様、好適に一对の鉗子部材を開閉させつつ通電処置を行うことができる。

【0059】

さらに、鉗子回動軸94の円筒部95にフランジ96が設けられ、一对の鉗子部材61、91の対向面に凹部97が形成されている。これにより、第1鉗子部材61の電極部6

50

3と第2鉗子部材91の電極部92との沿面距離がより長くなるので、両者間の絶縁をより確実にすることができる。

【0060】

以上、本発明の好ましい実施例を説明したが、本発明はこれら実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【0061】

例えば、上述の各実施形態においては、コイルシース41に小径部43を設け、小径部43にリング部材45を取り付けてコイルシース41とチューブシース42とを相対回転可能かつ軸線方向への相対移動不能に組み付ける例を説明した。この方法は、挿入部の径を大きくせず両者を組みつけられるというメリットがあるが、これに代えて、図13に示す変形例のように、コイルシース41に小径部を形成せず、チューブシース42に圧入されるリング部材45Aの軸線方向両側に位置するように、リング部材45Aの内径よりも大きい外径を有するストッパリング46を口ウ付け等によりコイルシース41の外周に取り付けてもよい。

10

【0062】

このようにすると、小径部を形成するのに比べてリング部材45Aやストッパリング46が取り付けられる部位の径が大きくなるが、径寸法の制約が少ない処置具等の場合は、コイルシース41を切断する必要もなく、より少ない工数で容易にコイルシース41とチューブシース42とを組み付けることができるというメリットがある。

20

なお、この場合、リング部材45Aとストッパリング46との寸法関係を逆転させ、ストッパリング46がチューブシースに圧入され、リング部材45Aがコイルシース41に固定されるようにしてもよい。

【0063】

また、上述の各実施形態においては、規制ワイヤを用いて接続部材の軸線回りの回転を規制する規制部を形成する例を説明した。規制ワイヤを給電ワイヤとして利用しない場合は、これに代えて、図14に示す変形例のように、カバー14に接続部材34に向かって突出する突起14Aを形成し、これを接続部材34の溝34Cと係合させることによって接続部材及び操作ワイヤの軸線回りの回転を規制してもよい。

30

このとき、突起14A及び溝34Aが、片側に一組だけ設けられてもよい。

【0064】

さらに、操作ワイヤの先端に設けられる接続部材の形状も、上述の各実施形態のものには限定されない。例えば、リンク回動軸を1つ有し、リンク回動軸に一对のリンク部材の両方の基端が連結されてもよい。

また、2つのリンク回動軸に連結された一对のリンク部材が、一对の鉗子部材が閉じられた状態において交差するように配置されてもよい。

これらの場合、規制ワイヤの先端を鉗子回動軸に連結させにくくなるので、鉗子回動軸よりも操作部側の位置で、規制ワイヤの先端をカバー14等に固定してもよい。

【0065】

なお、上述した各実施形態の構造及び構成は、適宜組み合わせることが可能である。

40

【産業上の利用可能性】

【0066】

本発明の一態様の内視鏡用処置具によれば、鉗子部材の開閉動作を安定して行うことができる。

【符号の説明】

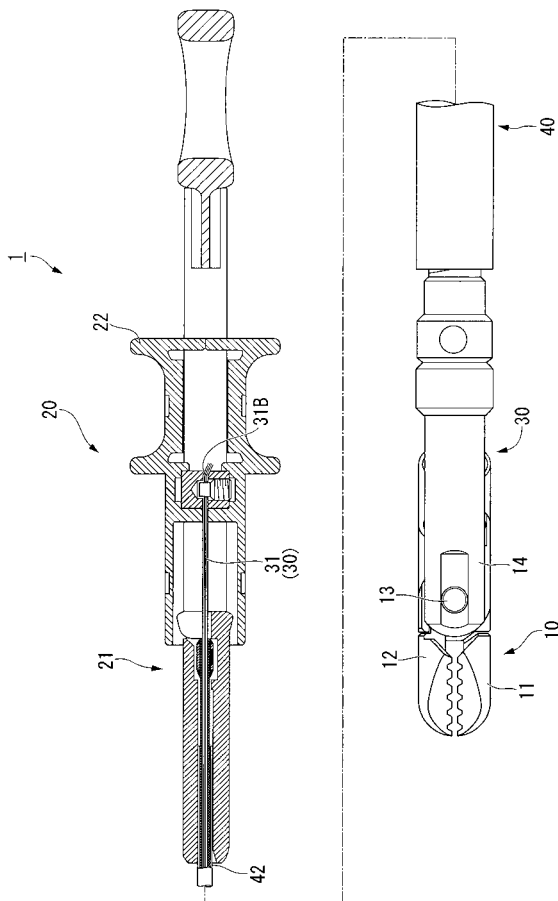
【0067】

- 1、51、81 内視鏡用処置具
- 11、61 第1鉗子部材
- 12、62、91 第2鉗子部材

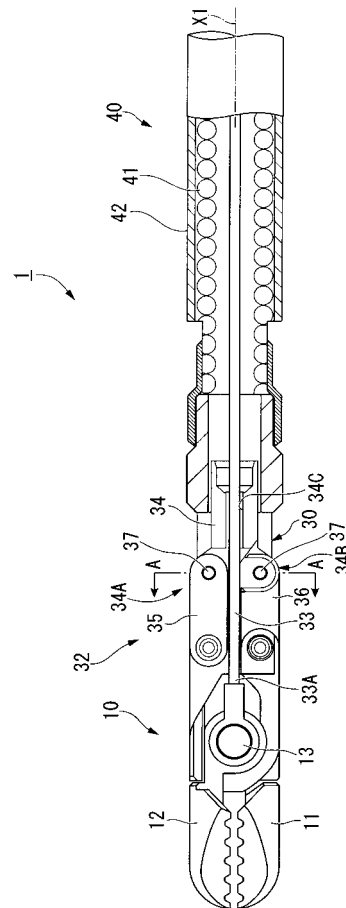
50

- 1 3、6 5、9 4 鉗子回動軸
- 2 0 操作部
- 3 1 操作ワイヤ
- 3 3 規制ワイヤ（規制部）
- 3 4 接続部材
- 3 4 A、3 4 B リンク回動軸
- 3 4 C 溝
- 3 5 第1リンク部材
- 3 6 第2リンク部材
- 6 3、9 2 電極部
- 6 4、9 3 絶縁部
- 7 1、7 1 A、7 1 B 規制ワイヤ
- X 1 軸線

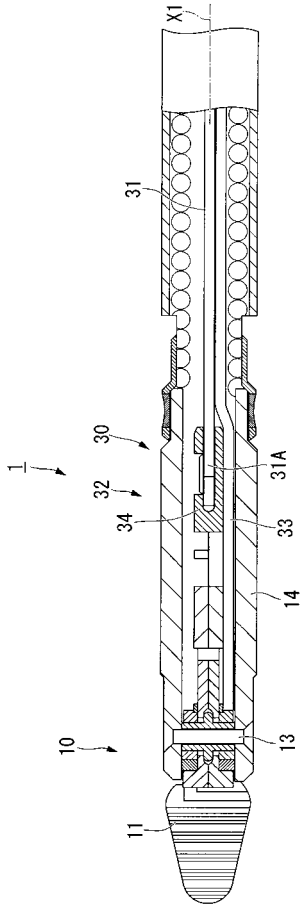
【図1】



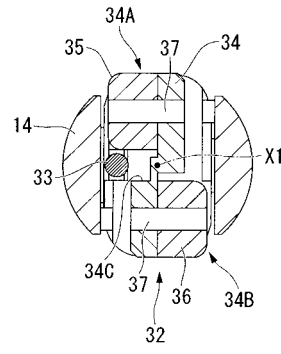
【図2】



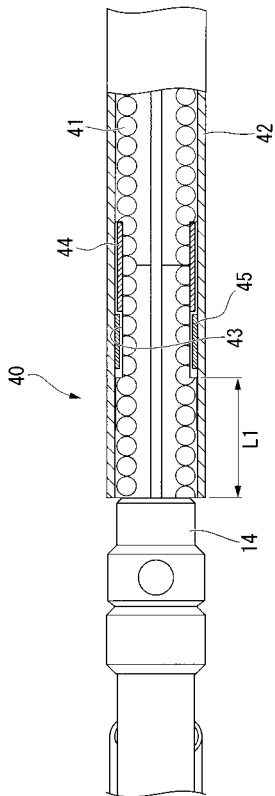
【図3】



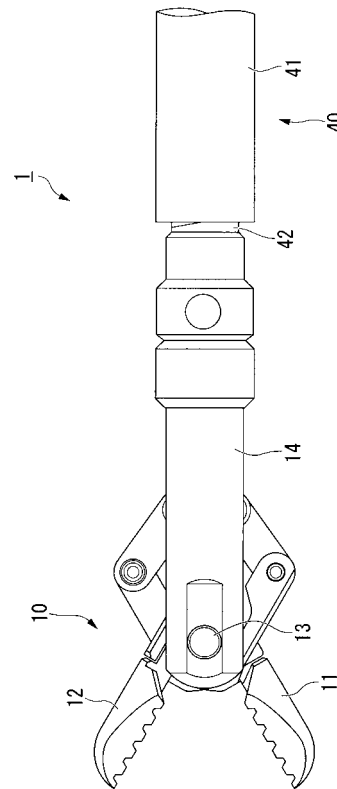
【図4】



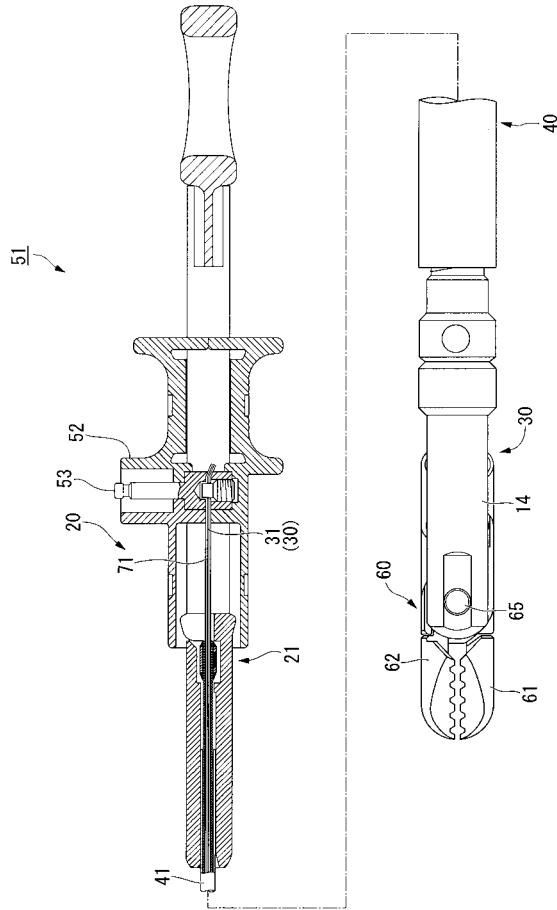
【図5】



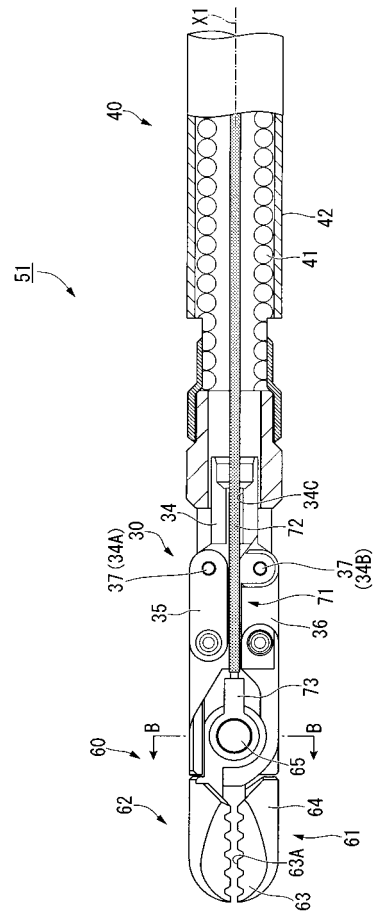
【図6】



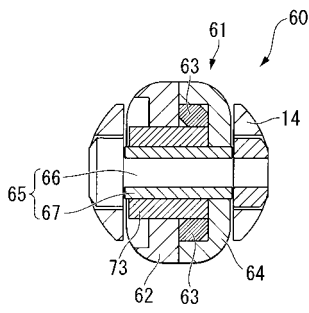
【 図 7 】



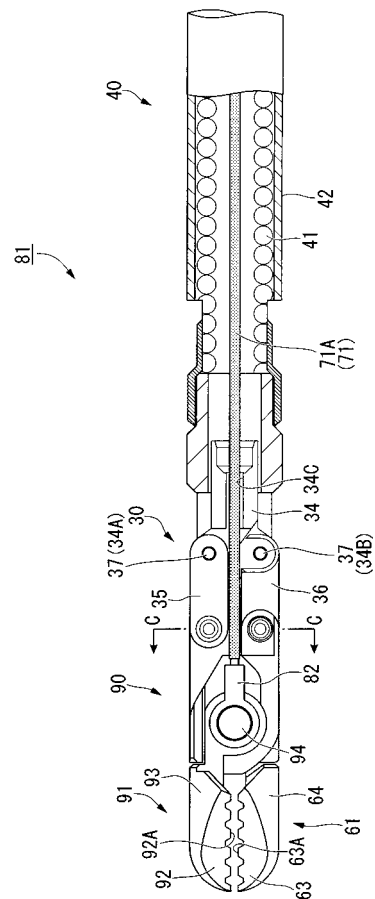
【 図 8 】



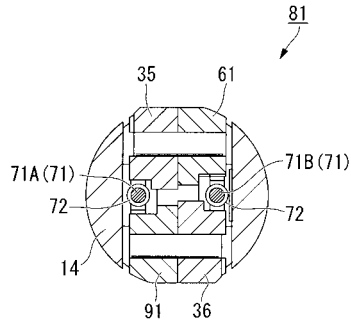
【 図 9 】



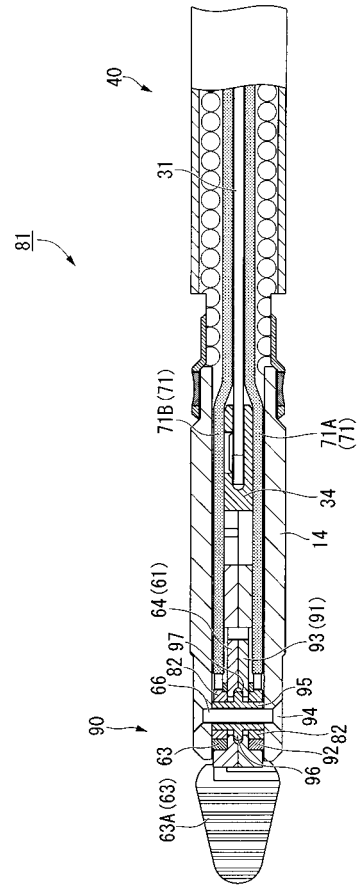
【 図 10 】



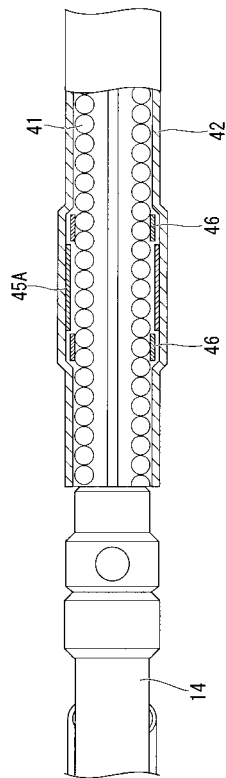
【図 1 1】



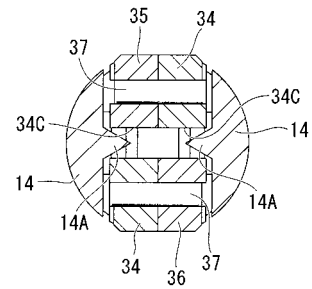
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 木村 恵

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 鈴木 啓太

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特開2004-321660(JP,A)

特開2008-246145(JP,A)

米国特許出願公開第2002/0143358(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/28

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP4889827B2	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	JP2011511924	申请日	2010-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	木村惠 鈴木啓太		
发明人	木村 惠 鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/29 A61B18/1445 A61B18/1492 A61B2017/0034 A61B2017/00477 A61B2017/2905 A61B2017/294 A61B2018/00083 A61B2018/00107 A61B2018/00136 A61B2018/00595		
FI分类号	A61B17/28.310		
代理人(译)	塔奈澄夫		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	2009212942 2009-09-15 JP		
其他公开文献	JPWO2011033874A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一对钳子构件(11,12)被支撑成可通过钳子旋转轴(13)相对旋转,操作单元(20)用于执行一对钳子构件的打开和关闭操作,以及一对钳子一种用于连接构件和操作部分的操作线(31);连接构件(34),设置在操作线的末端并具有至少一个连杆枢轴(34A,34B);一对连杆构件(35,36),其端部可枢转地连接到所述一对钳子构件中的每一个的近端,并且其第二端枢转地连接到连杆枢转轴并且,限制部分(33)用于限制连接构件和操作线相对于钳子旋转轴线的相对运动方向,并且连接构件平行于操作线的轴线形成。设置凹槽(34C),并且限制部分与凹槽接合以移动连接构件和操作线的相对运动。内窥镜治疗仪器,用于调节的方向。

