

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4841705号
(P4841705)

(45) 発行日 平成23年12月21日(2011.12.21)

(24) 登録日 平成23年10月14日(2011.10.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-513783 (P2011-513783)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年7月26日 (2010.7.26)		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/JP2010/062522		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02011/033860	(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4月6日 (2011.4.6)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	特願2009-212944 (P2009-212944)		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】

通電可能な電極部を有する第一鉗子部材および第二鉗子部材と、

前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材を相対的に回動可能に支持する鉗子回動軸と

、
前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材のそれぞれと回動軸を介して接続され、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材を開閉させる第一リンク部材及び第二リンク部材と、

前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材を開閉操作した際に、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材が所定の間隔を置いて離間した状態で支持するリンク支持部材と、

前記リンク支持部材と連結し、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材を可動させることによって、前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材を開閉操作する操作部と、

一端が前記鉗子回動軸に取り付けられて前記電極部と接続し、他端が前記電極部に電流を供給する電流供給手段に接続するとともに、前記リンク支持部材によって前記第一リンク部材と前記第二リンク部材との間に所定の間隔を置いて形成された離間部分に配された給電ワイヤと、

を備え、

前記給電ワイヤにより、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材の少なくとも一方と対応する前記第一鉗子部材または前記第二鉗子部材との接続部位が、前記離間部分側に変位することが規制されている内視鏡用処置具。

【請求項 2】

10

20

先端に前記リンク支持部材が取り付けられ、前記操作部に接続された操作部材と、
前記操作部材が挿通されたコイルシースと、
前記コイルシースが挿通され、前記コイルシースに対して軸線回りに相対回転可能なチューブシースと、
をさらに備え、

前記コイルシースは、前記チューブシースの先端から所定の長さ以上離間した位置の内腔に取り付けられた進退抑制部材によって、前記チューブシースの軸線方向への相対移動が規制されており、

前記進退抑制部材と前記リンク支持部材との間の前記コイルシース及び前記チューブシースは、可撓性を保持している請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 3】

前記給電ワイヤは、前記一端から前記他端まで、前記操作部材と平行に配置されている請求項 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記第一リンク部材及び前記第二リンク部材は、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材が閉じられた状態において平行である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記第一鉗子部材の電極部と前記第二鉗子部材の電極部とは互いに絶縁され、
前記給電ワイヤを 2 本有し、各給電ワイヤの一端がそれぞれ前記第一鉗子部材の電極部および前記第二鉗子部材の電極部に接続され、

20

前記第一リンク部材および前記第二リンク部材と前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材との接続部位が、前記離間部分側に変位することが規制されている請求項 1 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、内視鏡用処置具に関する。より詳細には、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 2009-212944 号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

30

【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对の鉗子部材が先端に設けられている。

【0003】

一对の鉗子部材は、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いる。各リンク部材の先端は、それぞれ一对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。

40

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对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】日本国特許第 4197983 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に記載の鉗子では、2 本のリンク部材が一つのリンク回転軸

50

を介して操作ワイヤに取り付けられている。そして、この回動軸は、操作ワイヤの軸線と交差するように配置されている。

このような構成では、通常操作ワイヤの先端が2本のリンク部材で挟まれるような構造となり、3つの部材が操作ワイヤの軸線と直交する方向に重なって配置される。したがって、操作ワイヤとリンク部材との連結部位の厚さ寸法が大きくなるため、鉗子の先端部の細径化が困難であるという問題がある。

処置具が挿入される内視鏡は、患者等の負担軽減の観点から、更なる細径化が進められている。このため、処置具の細径化が困難であると、細径化された内視鏡に適用できなくなる。

【0006】

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、更なる細径化が可能な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】

【0007】

本発明の第1の態様によれば、内視鏡用処置具は、通電可能な電極部を有する第一鉗子部材および第二鉗子部材と、前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材を相対的に回動可能に支持する鉗子回動軸と、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材のそれぞれと回動軸を介して接続され、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材を開閉させる第一リンク部材及び第二リンク部材と、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材を開閉操作した際に、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材が所定の間隔を置いて離間した状態で支持するリンク支持部材と、前記リンク支持部材と連結し、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材を可動させることによって、前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材を開閉操作する操作部と、一端が前記鉗子回動軸に取り付けられて前記電極部と接続し、他端が前記電極部に電流を供給する電流供給手段に接続するとともに、前記リンク支持部材によって前記第一リンク部材と前記第二リンク部材との間に所定の間隔を置いて形成された離間部分に配された給電ワイヤとを備え、前記給電ワイヤにより、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材の少なくとも一方と対応する前記第一鉗子部材または前記第二鉗子部材との接続部位が、前記離間部分側に変位することが規制されている。

【0008】

本発明の第2の態様によれば、内視鏡用処置具は、先端に前記リンク支持部材が取り付けられ、前記操作部に接続された操作部材と、前記操作部材が挿通されたコイルシースと、前記コイルシースが挿通され、前記コイルシースに対して軸線回りに相対回転可能なチューブシースとをさらに備え、前記コイルシースは、前記チューブシースの先端から所定の長さ以上離間した位置の内腔に取り付けられた進退抑制部材によって、前記チューブシースの軸線方向への相対移動が規制されており、前記進退抑制部材と前記リンク支持部材との間の前記コイルシース及び前記チューブシースは、可撓性を保持してもよい。

また、前記給電ワイヤは、前記一端から前記他端まで、前記操作部材と平行に配置されてもよい。

【0009】

好ましくは、前記第一リンク部材及び前記第二リンク部材は、前記第一鉗子部材及び前記第二鉗子部材が閉じられた状態において平行である。

さらに、本発明の内視鏡用処置具においては、前記第一鉗子部材の電極部と前記第二鉗子部材の電極部とは互いに絶縁され、前記給電ワイヤを2本有し、各給電ワイヤの一端がそれぞれ前記第一鉗子部材の電極部および前記第二鉗子部材の電極部に接続され、前記第一リンク部材および前記第二リンク部材と、前記第一鉗子部材および前記第二鉗子部材との接続部位が前記離間部分側に変位することが規制されてもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明の内視鏡用処置具によれば、内視鏡用処置具を更に細径化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1実施形態に係る内視鏡用処置具の全体を示す図である。

【図2】本発明の第1実施形態に係る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】本発明の第1実施形態に係る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】本発明の第1実施形態に係る内視鏡用処置具の挿入部の一部を示す断面図である。

【図6】本発明の第1実施形態に係る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実施形態に係る内視鏡用処置具の全体図である。

【図8】本発明の第2実施形態に係る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実施形態に係る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】本発明の第3実施形態に係る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。

【図14】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実施形態に係る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とを備える。

【0013】

処置部10は、第1鉗子部材11と第2鉗子部材12とからなる一対の鉗子部材が、鉗子回転軸13で相対回転自在に支持されて構成される。鉗子回転軸13は、鉗子部材11、12を挟むように配置されたカバー14に支持される。

【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、一対の鉗子部材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】

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（リンク支持部材）34と、接続部材34と一対の鉗子部材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の一対のリンク部材とを備える。

【0018】

10

20

30

40

50

接続部材 3 4 は、先端側に 2 つのリンク回動軸 3 4 A 及び 3 4 B を備える。各リンク回動軸 3 4 A、3 4 B には、ピン 3 7 によってそれぞれ第 1 リンク部材 3 5 及び第 2 リンク部材 3 6 の基端が回動可能に連結される。接続部材 3 4 には、操作ワイヤ 3 1 の軸線 X 1 と平行に延びる溝 3 4 C が形成される。

【0019】

各リンク回動軸 3 4 A、3 4 B は、操作ワイヤの軸線 X 1 から等距離（略等距離を含む）離間し、軸線 X 1 を挟んで対向している。2 本のピン 3 7 の軸線は平行（略平行を含む）であり、2 つのリンク回動軸 3 4 A、3 4 B は、互いに平行に配置される。

第 1 リンク部材 3 5 及び第 2 リンク部材 3 6 の先端側は、それぞれ第 1 鉗子部材 1 1 及び第 2 鉗子部材 1 2 の基端側に回動可能に連結される。一对の鉗子部材（第 1 鉗子部材 1 1 及び第 2 鉗子部材 1 2）が閉じられた状態において、第 1 リンク部材 3 5 及び第 2 リンク部材 3 6 は互いに平行となる。

10

【0020】

規制ワイヤ 3 3 は、第一端部 3 3 A が鉗子回動軸 1 3 に接続され、第 2 端部（不図示）は、挿入部 4 0 を通って操作部 2 0 の本体部 2 1 に接続される。規制ワイヤ 3 3 は、接続部材 3 4 の溝 3 4 C 内を通るように、操作ワイヤ 3 1 の軸線 X 1 と平行（略平行を含む）に配置される。

【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 3 4 は、リンク回動軸 3 4 A が形成される部位とリンク回動軸 3 4 B が形成される部位とが、軸線 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、いずれのリンク回動軸 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。

20

【0022】

図 5 は、挿入部 4 0 の一部を示す断面図である。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 に固定される。

30

【0023】

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、外径の小さい小径部 4 3 が形成される。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 を介してロウ付け等により一体のコイルシースとなっている。

【0024】

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。

40

【0025】

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

50

た状態で、接続リング４４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４５が取り付けられたコイルシース４１をチューブシース４２に挿入し、リング部材４５をチューブシース４２に圧入すると、処置具１の挿入部４０が完成する。

【００２６】

所定の長さＬ１は、適宜設定することができるが、接続部３０の接続部材３４とリング部材４５との間の挿入部４０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２０ミリメートル（mm）以上に設定されることが好ましい。

【００２７】

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。

10

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）付近までこの内視鏡の先端を進める。

【００２８】

続いて、スライダ２２を操作部２０の本体部２１に対して後退させて一对の鉗子部材（第１鉗子部材１１及び第２鉗子部材１２）を閉じた状態とし、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入部４０を挿入する。そして、処置部１０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１０、及びカバー１４に覆われた接続部３０の一部と、挿入部４０のリング部材４５が設けられた部位とは、所定の長さＬ１だけ離れている。このため、両者の間の挿入部４０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。

20

【００２９】

処置を行う際には、スライダ２２を本体部２１に対して前進移動させる。すると、スライダ２２に接続された操作ワイヤ３１がコイルシース４１に対して前進する。上述のように、鉗子回動軸１３はコイルシース４１に取り付けられたカバー１４に支持されているので、第１鉗子部材１１及び第２鉗子部材１２は、それぞれ鉗子回動軸１３を中心に回動して、図６に示すように処置部１０が開く。

【００３０】

このとき、操作ワイヤ３１及びその先端に取り付けられた接続部材３４は、溝３４Ｃが規制ワイヤ３３と係合することによって、操作ワイヤ３１の軸線Ｘ１と平行に配置された規制ワイヤ３３に沿って進退する。したがって、操作ワイヤ３１及び接続部材３４は、鉗子回動軸１３に対する相対移動の方向が規制され、接続部材３４が軸線Ｘ１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（第１鉗子部材１１及び第２鉗子部材１２）の開閉が良好に行われる。

30

【００３１】

使用者は、スライダ２２を進退させて処置部１０の一对の鉗子部材（第１鉗子部材１１及び第２鉗子部材１２）を開閉しながら、対象組織に対して処置を行う。必要に応じて、本体部２１を軸線回りに回転操作することにより、処置部１０を回転させ、一对の鉗子部材（第１鉗子部材１１及び第２鉗子部材１２）の開閉面と対象組織との位置関係を調節してもよい。

40

【００３２】

本実施形態の処置具１によれば、接続部材３４に、操作ワイヤ３１の軸線Ｘ１と離間した２つのリンク回動軸３４Ａ及び３４Ｂが設けられており、それぞれに第１リンク部材３５及び第２リンク部材３６が接続されている。したがって、接続部材３４と各リンク部材３５、３６との接続部位の各リンク回動軸３４Ａ、３４Ｂの軸線方向における厚さ寸法は、全体にわたって接続部材３４と各リンク部材（第１リンク部材３５及び第２リンク部材３６）のいずれか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動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。

【００３３】

50

また、処置具１の先端に設けられた硬質の処置部１０及び接続部３０の一部と、挿入部４０においてコイルシース４１とチューブシース４２とを相対回転可能に接続するリング部材４５とが所定の長さＬ１離れて配置されている。このため、硬質の処置部１０等とリング部材４５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。

【００３４】

従来の処置具においては、コイルシース４１とチューブシース４２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かった。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４０の構造は、これを解決するものである。

10

【００３５】

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。

【００３６】

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が設けられる。

20

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、一対の鉗子部材１１、１２に代えて、第１鉗子部材６１及び第２鉗子部材６２を備える。

【００３７】

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。

30

【００３８】

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対の鉗子部材（第１鉗子部材６１及び第２鉗子部材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。

【００３９】

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る。

40

【００４０】

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、一対の鉗子部材（第１鉗子部材６１及び第２鉗子部材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

50

える。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、いずれでもよい。

【0041】

図 8 に示すように、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 が設けられる。

【0042】

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る。そして、円筒部 67 の外周面と対向するように露出された電極部 63 の一部と電氣的に接続される。

10

上記のような構造により、規制ワイヤ 71 の先端は、鉗子回動軸 65 に対して回動自在に取り付けられ、かつ第 1 鉗子部材 61 の電極部 63 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、リンク回動軸 34A、34B の軸線方向から見たときに、規制ワイヤ 71 は、第 1 リンク部材 35 と第 2 リンク部材 36 との間に位置するように配置されており、規制ワイヤ 71 と各リンク部材 35、36 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 51 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。

20

【0043】

上記のように構成された処置具 51 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この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 60 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 53 とを図示しない電源ケーブルで接続する。

【0044】

使用者が対象組織を処置部 60 の開いた一对の鉗子部材（第 1 鉗子部材 61 及び第 2 鉗子部材 62）間に位置させて、スライダ 52 を処置部 60 から離間する方向に引くと、一对の鉗子部材（第 1 鉗子部材 61 及び第 2 鉗子部材 62）の先端側が閉じられて、処置部 60 に対象組織が挟み込まれ、電極面 63A が対象組織に接触する。

30

【0045】

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 71 を通って電極部 63 まで供給され、電極面 63A 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 51 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。

【0046】

本実施形態の処置具 51 によれば、規制ワイヤ 71 を給電ワイヤとして利用しているので、操作ワイヤ 31 を介して給電を行うのに比べて、リンク部材 35、36 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 63 に高周波電流を供給することができる。

40

【0047】

また、規制ワイヤ 71 の先端は、回動接点部材 73 により回動可能に鉗子回動軸 65 に接続される。このため、一对の鉗子部材（第 1 鉗子部材 61 及び第 2 鉗子部材 62）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。

【0048】

さらに、回動接点部材 73 は、一对の鉗子部材（第 1 鉗子部材 61 及び第 2 鉗子部材 62）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 14 の外に露出することがない。したがって、規制ワイヤ 71 の不要な体腔内組織との接触及びそれに伴う漏電

50

を好適に抑制することができる。

【0049】

さらに、回動接点部材73は、鉗子回動軸65の円筒部67に外側から嵌合されて取り付けられることにより、円筒部67と、円筒部67の外周面に対向して露出された電極部63との間に配置され、回動接点部材73の軸線X1方向における両側に電極部63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61、62を閉じるためにスライダ52を処置部60から離間するように牽引すると、規制ワイヤ71も操作部20側に牽引される。この操作に伴い、回動接点部材73も操作部20側に牽引されて電極部63の一部に押し付けられるので、確実に回動接点部材73と電極部63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。

10

【0050】

加えて、鉗子回動軸65が金属等の導体からなる芯体66と、芯体66の外周面を絶縁被覆する円筒部67とから形成されているので、電極部63との絶縁を保ちつつ、一对の鉗子部材（第1鉗子部材61及び第2鉗子部材62）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。

20

【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。

【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箇所設けられる。

30

【0054】

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。

40

【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に外側から嵌合されて取り付けら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

50

接続され、高周波電流の回路を形成する。

【0057】

処置具81の使用方法是、通常のバイポーラ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。

【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。

10

【0059】

さらに、鉗子回転軸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が形成される。これにより、第1鉗子部材61の電極部63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、本発明の各実施形態について説明したが、本発明の技術的範囲は上記各実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

【0061】

20

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に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をロ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。

【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。しかし、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。

30

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42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リンク支持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リンク支持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。

40

このとき、突起14A及び溝34Cが、片側に一組だけ設けられてもよい。

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。

【産業上の利用可能性】

【0064】

本発明によれば、内視鏡用処置具の更なる細径化を行うことができる。これにより、患者等の負担軽減の観点から、更なる細径化が進められている内視鏡に適用可能な処置具が得られる。

【符号の説明】

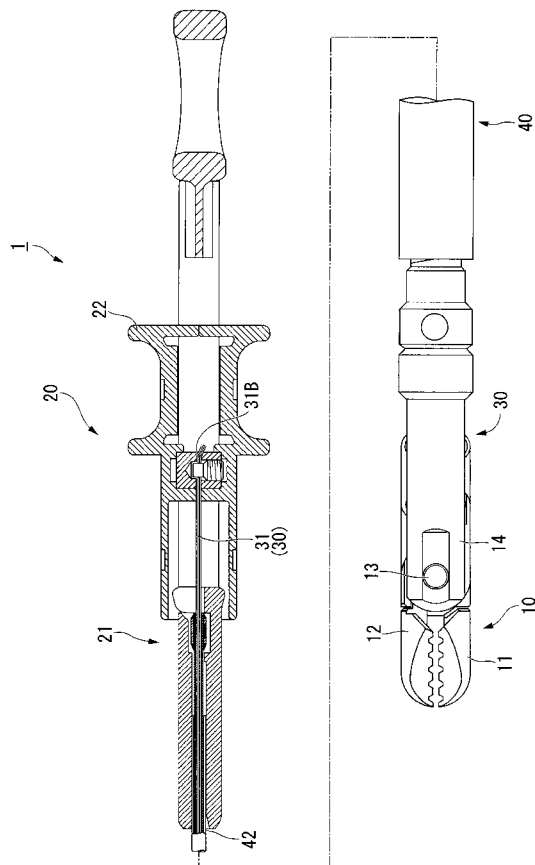
50

【0065】

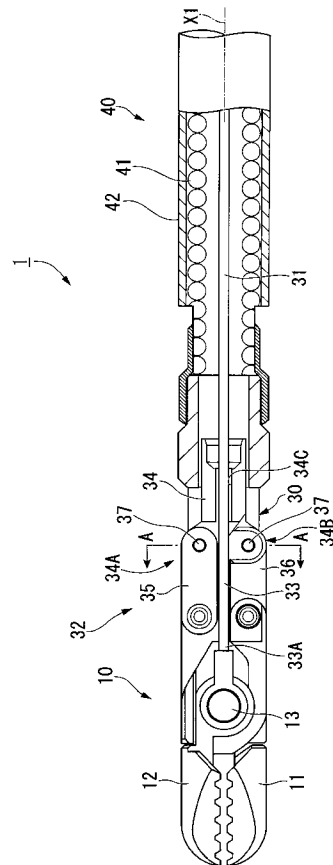
- 1、51、81 内視鏡用処置具
- 11、61 第1鉗子部材
- 12、62、91 第2鉗子部材
- 13、65、94 鉗子回動軸
- 20 操作部
- 31 操作ワイヤ
- 33 規制ワイヤ
- 34 接続部材 (リンク支持部材)
- 34A、34B リンク回動軸
- 35 第1リンク部材
- 36 第2リンク部材
- 41 コイルシース
- 42 チューブシース
- 45、45A リング部材 (進退抑制部材)
- 63、92 電極部
- 64、93 絶縁部
- 71、71A、71B 規制ワイヤ (給電ワイヤ)
- X1 軸線

10

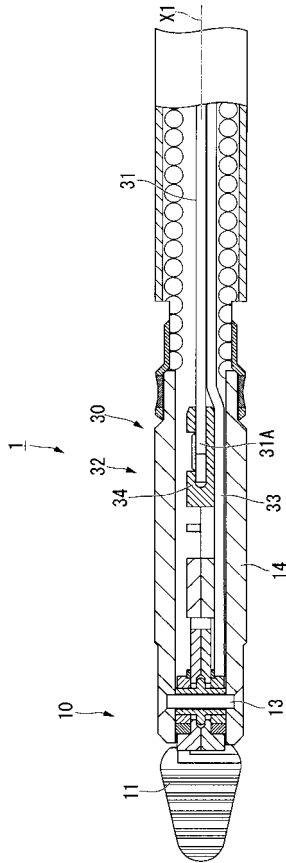
【図1】



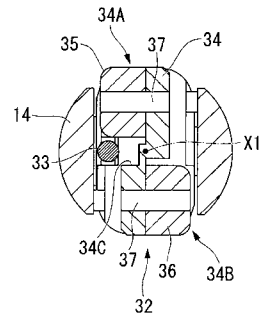
【図2】



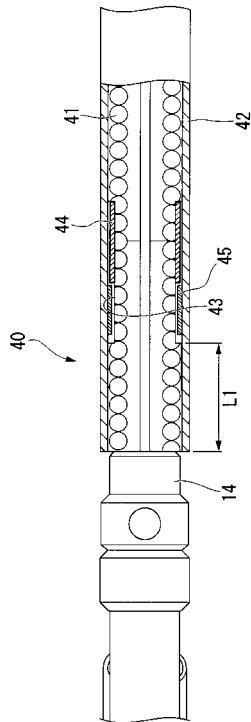
【図 3】



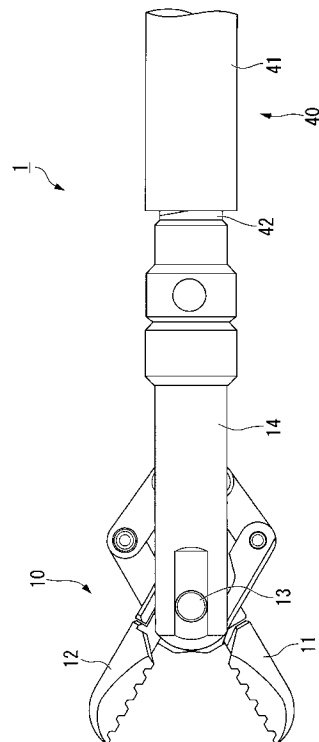
【図 4】



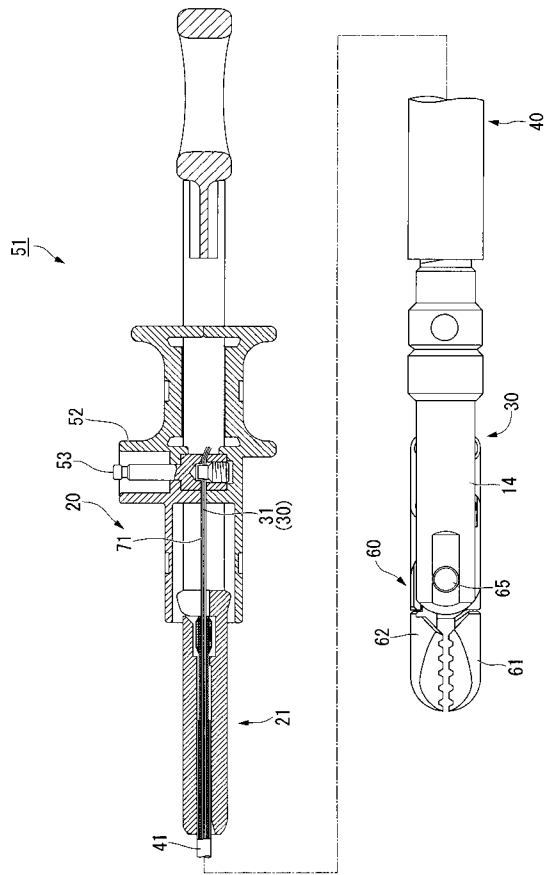
【図 5】



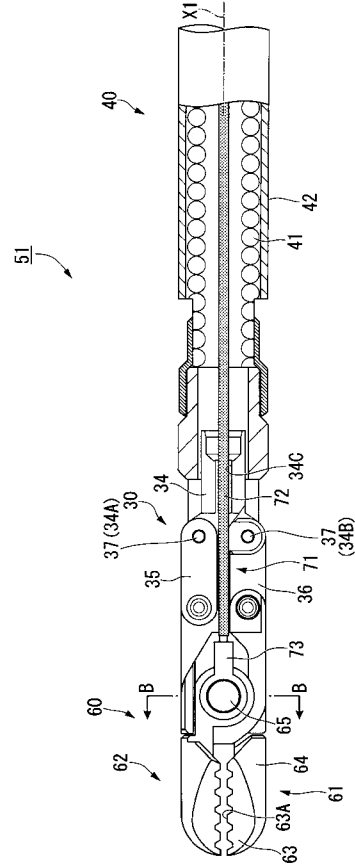
【図 6】



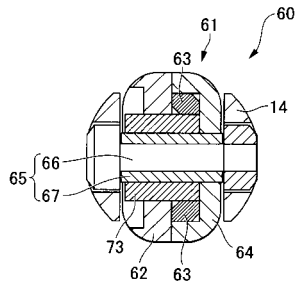
【図 7】



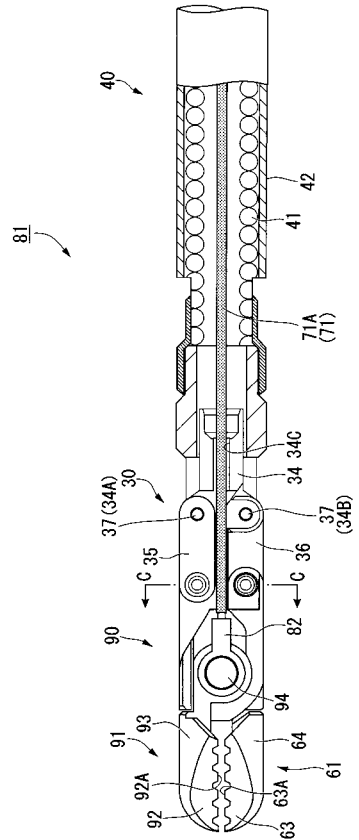
【図 8】



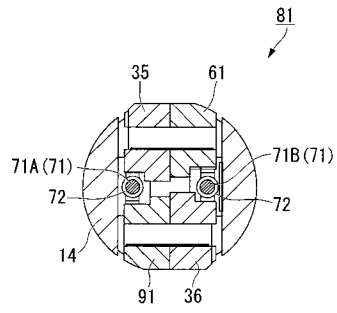
【図 9】



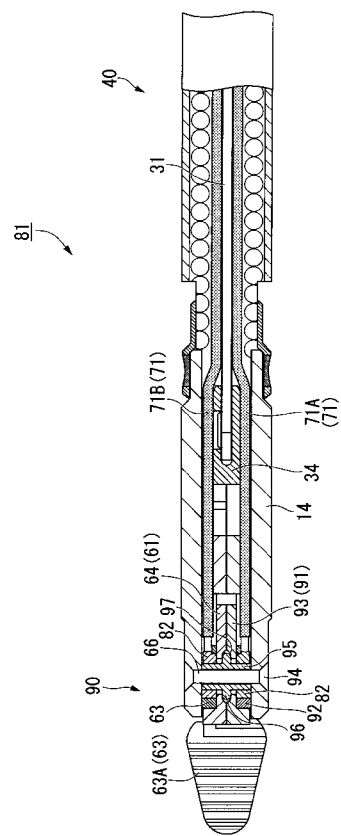
【図 10】



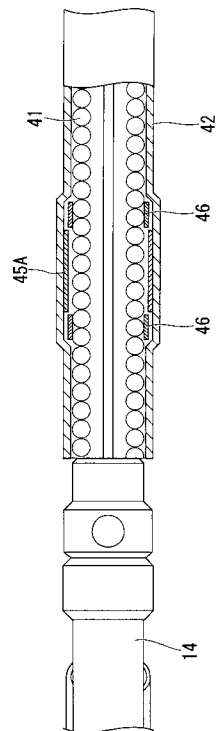
【図 1 1】



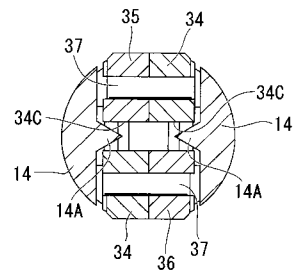
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 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

(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

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 特開昭58-083950 (JP, A)

特表2006-518258 (JP, A)

特開2008-005965 (JP, A)

特開2008-212620 (JP, A)

特開2007-289593 (JP, A)

特開2005-034623 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00 - 17/28

A61B 18/12 - 18/16

A61B 10/06

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP4841705B2	公开(公告)日	2011-12-21
申请号	JP2011513783	申请日	2010-07-26
[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	鈴木啓太 木村惠		
发明人	鈴木 啓太 木村 恵		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/29 A61B2017/00477 A61B2017/2905 A61B2017/294 A61B2017/2947 A61B2018/00136		
FI分类号	A61B17/39.310		
代理人(译)	塔奈澄夫		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	2009212944 2009-09-15 JP		
其他公开文献	JPWO2011033860A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜处理工具(1)包括一对钳子构件(第一钳子构件(11),第二钳子构件(12)),其被支撑为可通过钳子旋转轴(13)相对旋转。用于打开和关闭所述一对钳子构件的操作部分,连接所述一对钳子构件和所述操作部分的操作线(31),以及所述操作线的端部,所述操作线的轴线是所述操作线的轴线并且连接构件(34)具有两个彼此平行布置的连杆枢轴(34A),(34B),并且第一端在所述一对钳子构件中的每一个的近端处旋转一对连杆构件(第一连杆构件(35),第二连杆构件(36)),它们可移动地连接并且其第二端可枢转地连接到相应的连杆枢轴当一对钳子构件闭合时,这对连杆构件是平行的。

