

(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2008-212620

(P2008-212620A)

(43) 公開日 平成20年9月18日 (2008.9.18)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2007-119384 (P2007-119384)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年4月27日 (2007.4.27)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2007-29052 (P2007-29052)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成19年2月8日 (2007.2.8)	(74) 代理人	100106909
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100101465
			弁理士 青山 正和
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(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

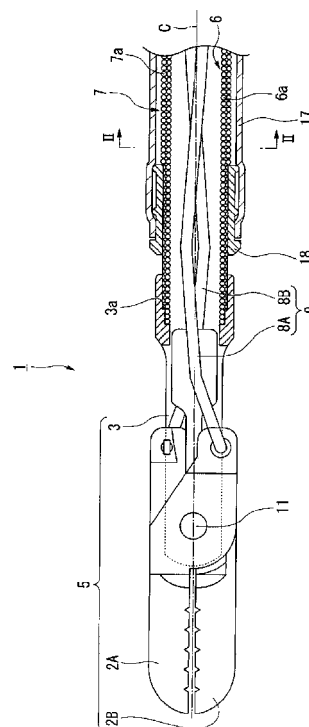
(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【要約】

【課題】可動先端部の回転操作性及び動作性の両方を高めることができ、手技の容易化を図ることができる内視鏡用処置具を提供すること。

【解決手段】生体に対して処置を行う可動先端部5と、1本の素線6aが螺旋状に巻回された可撓性を有する第一コイルシース6と、複数本の素線7aが同一方向に螺旋状に巻回されて第一コイルシース6と同心に外装され、又は内装された可撓性を有する第二コイルシース7と、細長に延びて形成されて先端が可動先端部5に接続され、第一コイルシース6に移動可能に挿通された可撓性を有する操作ワイヤ8と、操作ワイヤ8を進退操作する操作部と、を備え、第二コイルシース7の先端が可動先端部5に固定され、かつ、基端が操作部に固定されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に対して処置を行う可動先端部と、
螺旋状に巻回された可撓性を有する第一コイルシースと、
素線が同一方向に螺旋状に巻回されて前記第一コイルシースと同心に外装され、又は内装された可撓性を有する第二コイルシースと、
細長に延びて形成されて先端が前記可動先端部に接続され、前記第一コイルシースに移動可能に挿通された可撓性を有する操作ワイヤと、
該操作ワイヤを進退操作する操作部と、
を備え、
前記第二コイルシースの先端が前記可動先端部に固定され、かつ、基端が前記操作部に固定されていることを特徴とする内視鏡用処置具。

10

【請求項 2】

前記第一コイルシースの先端が、前記可動先端部に対して回動自在に接続され、かつ、基端が、前記操作部に対して回動自在に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記第一コイルシースの素線及び前記第二コイルシースの素線の少なくとも一方が、略矩形断面であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記第一コイルシースの素線の巻回方向と、前記第二コイルシースの素線の巻回方向とが同一方向であることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

20

【請求項 5】

前記第一コイルシースの素線の巻回方向と、前記第二コイルシースの素線の巻回方向とが、互いに逆方向であることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

生体に対して処置を行う可動部分を備える可動先端部と、
細長に延びて形成されて先端が前記可動先端部の前記可動部分に接続される可撓性の操作ワイヤと、
前記操作ワイヤを進退させる進退操作部と、
前記進退操作部を操作して前記操作ワイヤを進退させたときに、前記可動先端部と前記進退操作部との間で軸線方向に発生する軸力を受ける可撓性の第一のシースと、
前記第一のシースと同軸に配置され、軸線回りの回転方向に前記可動先端部に連結された可撓性の第二のシースと、
前記第二のシースを軸線回りに回転させる回転操作部と、
を備えることを特徴とする内視鏡用処置具。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

軟性内視鏡とともに使用される把持鉗子等の内視鏡用処置具は、素線が巻回されたコイルシースを備えており、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入される。この状態で内視鏡用処置具の先端部を軸回りに回転させるためには、通常、内視鏡用処置具の手元側の操作部を回転させる。そこで、可動先端部の回転追従性を高めるために、コイルシースとして回転伝達性の高い多条コイルシースが配されたものが知られている。

【0003】

50

ここで、鉗子等のように操作部から操作ワイヤを引っ張って開閉操作する処置具の場合、開閉にともなってコイルシースの軸方向に圧縮力が負荷される。この際、複数本の素線が巻回された多条コイルシースは、1本の素線が巻回された1条コイルシースに比べて回転伝達性が高い反面、軸方向には圧縮しやすい。そのため、コイルシースが軸方向に圧縮されてしまい、先端部へ伝達すべき軸力が低下して十分な処置を行うことができなくなり、手技が煩雑になってしまう。そこで、1条コイルシースが複数層にわたって配されたもの（例えば、特許文献1参照。）が提案されている。

【特許文献1】特開2000-229084号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかしながら、上記特許文献1に記載の内視鏡用処置具は、1条コイルシースを備えているので、コイルシースの軸方向の耐圧縮性に優れるものの、回転伝達性は未だ不十分である。

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、可動先端部の回転操作性及び動作性の両方を高めることができ、手技の容易化を図る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】

【0005】

20

本発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

本発明に係る内視鏡用処置具は、生体に対して処置を行う可動先端部と、生体に対して処置を行う可動先端部と、螺旋状に巻回された可撓性を有する第一コイルシースと、素線が同一方向に螺旋状に巻回されて前記第一コイルシースと同心に外装され、又は内装された可撓性を有する第二コイルシースと、細長に延びて形成されて先端が前記可動先端部に接続され、前記第一コイルシースに移動可能に挿通された可撓性を有する操作ワイヤと、該操作ワイヤを進退操作する操作部と、を備え、前記第二コイルシースの先端が前記可動先端部に固定され、かつ、基端が前記操作部に固定されていることを特徴とする。

【0006】

この発明は、可動先端部を操作するために、操作部を進退操作して操作ワイヤを第一コイルシースに対して軸方向に移動させたときに、先端と基端とが固定された第二コイルシースに圧縮力が負荷されても、1本の素線が螺旋状に巻回されて耐圧縮性の高い第一コイルシースにより第二コイルシースへの圧縮が緩和され、可動先端部に十分な操作力を好適に伝達することができる。また、複数本の素線が同一方向に螺旋状に巻回されて回転伝達性の高い第二コイルシースが、第一コイルシースよりも捩れにくいので、操作部を軸回りに回転して可動先端部を回転させる際、第一コイルシースが捩れようとしても、高い回転追従性を得ることができる。さらに、第二コイルシースの外径が、第一コイルシースの外径よりも大きいので、第二コイルシースにおける回転トルクの伝達性をより高めることができる。

30

【0007】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、前記内視鏡用処置具であって、前記第一コイルシースの先端が、前記可動先端部に対して回動自在に接続され、かつ、基端が、前記操作部に対して回動自在に接続されていることを特徴とする。

40

【0008】

この発明は、第一コイルシースが、第二コイルシースに対して回動自在に配されるので、操作部をコイルシースの中心軸線回りに回転して可動先端部を回転させようとしたとき、第二コイルシースが捩れても、第一コイルシースまでもが捩れてしまうのを抑えることができる。そのため、高い回転伝達性を維持することができる。

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、前記内視鏡用処置具であって、前記第一コイルシースの素線及び前記第二コイルシースの素線の少なくとも一方が、略矩形断面であることを特徴とする。

50

【0009】

この発明は、略円形断面の素線により形成されたコイルシースと、略矩形断面の素線により形成されたコイルシースとを比較した際、素線の断面積が互いに同一、又は、コイルシースの外径若しくは内径が同一であっても、略矩形断面の素線の幅方向寸法及び高さ方向寸法を調節することにより、コイルシースの径を変更することができる。例えば、略矩形断面の素線が巻回されたコイルシースの外径を略円形断面の素線が巻回されたコイルシースの外径よりも小さく、又は、略矩形断面の素線が巻回されたコイルシースの内径を略円形断面の素線が巻回されたコイルシースの内径よりも大きくすることができる。

【0010】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、前記内視鏡用処置具であって、前記第一コイルシースの素線の巻回方向と、前記第二コイルシースの素線の巻回方向とが同一方向であることを特徴とする。

10

【0011】

この発明は、素線の巻回方向とコイルシース全体の軸回りの回転方向とが同一の場合、素線の軸方向に沿ってコイルシースに回転力が負荷されるため、捩れの少ない状態でコイルシースを回転することができる。

【0012】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、前記内視鏡用処置具であって、前記第一コイルシースの素線の巻回方向と、前記第二コイルシースの素線の巻回方向とが、互いに逆方向であることを特徴とする。

20

【0013】

この発明は、何れかの方向にコイルシース全体を軸回りに回転させても、これに近い方向に巻回された素線の巻回方向に沿って回転力が負荷されるため、捩れの少ない状態でコイルシース全体を回転することができる。

【0014】

この発明に係る内視鏡用処置具は、生体に対して処置を行う可動部分を備える可動先端部と、細長に延びて形成されて先端が前記可動先端部の前記可動部分に接続される可撓性の操作ワイヤと、前記操作ワイヤを進退させる進退操作部と、前記進退操作部を操作して前記操作ワイヤを進退させたときに、前記可動先端部と前記進退操作部との間で軸線方向に発生する軸力を受ける可撓性の第一のシースと、前記第一のシースと同軸に配置され、軸線回りの回転方向に前記可動先端部に連結された可撓性の第二のシースと、前記第二のシースを軸線回りに回転させる回転操作部と、を備えることを特徴とする。

30

【0015】

この発明は、進退操作部を操作して操作ワイヤを第一コイルシースに対して軸方向に進退移動させたときに、第一のコイルシースで圧縮力や引張り力といった軸力を受ける。第二のコイルシースが回転不能になるほど圧縮又は引っ張られることが防止されるので、回転操作部を回転させれば、第二のコイルシースを通して可動先端部に回転トルクが伝達される。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、可動先端部の回転操作性及び動作性の両方を高めることができ、手技の容易化を図ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本発明に係る第1の実施形態について、図1から図4を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡用鉗子（内視鏡用処置具）1は、可動部分である一対の鉗子片2A、2Bと先端カバー3とを有して生体に対して処置を行う可動先端部5と、1本の素線6aが螺旋状に巻回された可撓性を有する第一コイルシース6と、複数本の素線7aが同一方向に螺旋状に巻回されて第一コイルシース6と同心に外装された可撓性を有する第二コイルシース7と、細長に延びて形成されて先端が可動先端部5に接続され、第一コイ

50

ルシース 6 に移動可能に挿通された可撓性を有する操作ワイヤ 8 と、操作ワイヤ 8 を進退操作する操作部 10 と、を備えている。

【0018】

先端カバー 3 は、略円筒状に形成されており、先端側には、一对の鉗子片 2 A, 2 B を互いに枢支する枢支軸 11 が回転自在に設けられている。先端カバー 3 の基端側の内周面には、段差 3 a が設けられ、第一コイルシース 6 及び第二コイルシース 7 の先端側がそれぞれ嵌合されている。

【0019】

操作部 10 は、中心軸線 C 方向に延びる棒状の操作部本体 12 と、操作部本体 12 に対して中心軸線 C 方向に進退自在に配されたスライダ 13 とを備え、進退操作部と回転操作部とを兼ねている。操作部本体 12 には、操作ワイヤ 8 が貫通されるスリット 12 A が中心軸線 C 方向に設けられている。また、操作部本体 12 の先端側には、第一コイルシース 6 及び第二コイルシース 7 の基端がそれぞれ内周面に接続される突出部 12 B が設けられている。突出部 12 B には、スリット 12 A と連通された貫通孔 12 a が設けられている。突出部 12 B の外側は、第一コイルシース 6 と第二コイルシース 7 との接続部を保護するための折れ止め部 15 に覆われている。

【0020】

第一コイルシース 6 は、先端側が先端カバー 3 と接続されて固定され、かつ、基端が、操作部本体 12 の突出部 12 B の貫通孔 12 a の内周面に嵌合されて固定されている。第一コイルシース 6 は、1 本の素線 6 a が螺旋状に巻回されて 1 条コイルとなっていることから、中心軸線 C 方向に圧縮されても変形しづらく、耐圧縮性を備えている。素線 6 a は、例えばステンレス製とされ、略円形断面に形成されている。

【0021】

第二コイルシース 7 は、先端側の外周面にて素線 7 a の一部が削られた状態で先端カバー 3 と接続されて固定され、かつ、基端が、操作部本体 12 の突出部 12 B の貫通孔 12 a の内周面に嵌合されて固定されている。第二コイルシース 7 は、複数の素線 7 a が螺旋状に巻回されて多条コイルとなっていることから、中心軸線 C 回りの回転トルクが伝達されやすくなっている。素線 7 a は、第一コイルシース 6 と同一方向に巻回され、例えばステンレス製とされて略円形断面に形成されている。

【0022】

第二コイルシース 7 の先端側には、絶縁チューブ 17 の先端が外嵌された接続部材 18 が嵌合されている。絶縁チューブ 17 の基端には、操作部本体 12 の突出部 12 B に設けられた操作部側係合凹部 12 C と回転自在に係合された、チューブ側係合凸部 17 A が設けられている。

【0023】

操作ワイヤ 8 は、鉗子片 2 A の基端に回転自在に接続された第一ワイヤ 8 A と、鉗子片 2 B の基端に回転自在に接続された第二ワイヤ 8 B とを備えている。そして、何れのワイヤ 8 A, 8 B も、操作部本体 12 の貫通孔 12 a を貫通して配され、スリット 12 A 内を挿通して基端がスライダ 13 に接続されている。第一ワイヤ 8 A 及び第二ワイヤ 8 B の先端側は、中心軸線 C から離間するように折り曲げられている。

【0024】

次に、本実施形態に係る内視鏡用鉗子 1 の作用について説明する。

予め体腔内に挿入した図示しない内視鏡の処置具チャンネルに、内視鏡用鉗子 1 を挿入し、内視鏡の先端から可動先端部 5 を突出させて所定の処置を行う。

【0025】

この際、一对の鉗子片 2 A, 2 B の開閉方向が、図示しない患部を把持すべき方向と異なる場合には、両者の方向を一致させるように内視鏡用鉗子 1 を調整する必要がある。そこで、絶縁チューブ 17 を把持して操作部 10 を中心軸線 C 回りに回転して、一对の鉗子片 2 A, 2 B の開閉方向と、患部を把持すべき方向とを一致させる。

【0026】

このとき、第二コイルシース7が上述した構成となっている。そのため、操作部10を所定の角度で回転させた際、回転させた角度に追従した状態で回転トルクが第二コイルシース7に伝達される。そしてこの回転トルクは、さらに可動先端部5に伝達され、可動先端部5が中心軸線C回りに所定の角度で回転する。なお、このとき、第一コイルシース6も合わせて回転する。

【0027】

一对の鉗子片2A, 2Bの開閉方向と、把持すべき方向とを一致させた後、操作部本体12に対してスライダ13を基端側に移動して、操作ワイヤ8を、第一コイルシース6及び第二コイルシース7に対して先端側に移動させる。このとき、第一ワイヤ8A及び第二ワイヤ8Bの先端側が中心軸線Cから離間している。そのため、一对の鉗子片2A, 2Bが枢支軸11回りに回転して、一对の鉗子片2A, 2Bが開いた状態となる。

10

【0028】

この状態で操作部本体12に対してスライダ13を基端側に移動して、第一コイルシース6及び第二コイルシース7に対して基端側に操作ワイヤ8を移動させる。このとき、第一コイルシース6及び第二コイルシース7のそれぞれの先端と基端とが固定されているので、操作ワイヤ8の移動に伴い、第一コイルシース6及び第二コイルシース7が中心軸線C方向に圧縮される。

【0029】

ここで、第一コイルシース6が上述した構成となっているので、第二コイルシース7が必要以上に圧縮されようとしても、第一コイルシース6の耐圧縮性が高いので、第二コイルシース7は必要以上に圧縮されない。そのため、第一コイルシース6及び第二コイルシース7に対する操作ワイヤ8の移動にともなう軸力が、第一コイルシース6及び第二コイルシース7の圧縮に使われるのが抑えられて一对の鉗子片2A, 2Bに伝達される。こうして、一对の鉗子片2A, 2Bが、それぞれ枢支軸11回りに回転して閉じられて、必要な把持力にて患部を把持する。

20

【0030】

この内視鏡用鉗子1によれば、可動先端部5を操作するために、操作部10のスライダ13を操作部本体12に対して進退操作して、操作ワイヤ8を第一コイルシース6に対して軸方向に移動させる。そのときに、先端と基端とが固定された第二コイルシース7に圧縮力が負荷されても、1本の素線6aが螺旋状に巻回されて耐圧縮性の高い第一コイルシース6により第二コイルシース7への圧縮が緩和され、可動先端部5に十分な操作力を好適に伝達することができる。

30

【0031】

また、複数本の素線7aが同一方向に螺旋状に巻回されて回転伝達性の高い第二コイルシース7が、第一コイルシース6よりも捩れにくくなっている。そのため、操作部10を中心軸線C回りに回転して可動先端部5を回転させる際、第一コイルシース6が捩れようとしても、高い回転追従性を得ることができる。さらに、第二コイルシース7の外径が、第一コイルシース6の外径よりも大きいので、第二コイルシース7における回転トルクの伝達性をより高めることができる。従って、可動先端部5の回転操作性及び動作性の両方を高めることができ、手技の容易化を図ることができる。

40

【0032】

次に、第2の実施形態について図5を参照しながら説明する。

なお、上述した第1の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第2の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る内視鏡用鉗子20の第一コイルシース6の先端が、可動先端部5の先端カバー3に対して回動自在に接続され、かつ、基端が、操作部10の操作部本体12の突出部12Bに対して回動自在に接続されているとした点である。

【0033】

この内視鏡用鉗子20の作用について説明する。

50

一对の鉗子片 2 A, 2 B の開閉方向が、図示しない患部を把持すべき方向と異なる場合には、両者の方向を一致させるように内視鏡用鉗子 1 を調整する必要がある。そこで、第 1 の実施形態と同様に、絶縁チューブ 17 を把持し、操作部 10 を中心軸線 C 回りに回転して、一对の鉗子片 2 A, 2 B の開閉方向と、患部を把持すべき方向とを一致させる。

【0034】

このとき、絶縁チューブ 17 に対して操作部 10 を所定の角度で回転させた際、可動先端部 5 及び操作部 10 とともに第二コイルシース 7 が追従して中心軸線 C 回りに所定の角度で回転する。一方、第一コイルシース 6 は可動先端部 5 に対して供回りしないため、第一コイルシース 6 に対して第二コイルシース 7 が相対的に回転する。

【0035】

こうして、一对の鉗子片 2 A, 2 B の開閉方向と、把持すべき方向とを一致させた後、第 1 の実施形態と同様の操作により、一对の鉗子片 2 A, 2 B を開閉操作する。

この内視鏡用鉗子 20 によれば、第一コイルシース 6 及び第二コイルシース 7 が相対的に回転するので、両者の間に回転角度の差異にともなう歪みの蓄積と解放との繰り返しにより生じる不連続な回転を好適に抑えることができる。

【0036】

次に、第 3 の実施形態について図 6 を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第 3 の実施形態と第 1 の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る内視鏡用鉗子 30 の第二コイルシース 31 の素線 31 a が、略矩形断面であるとした点である。

【0037】

この内視鏡用鉗子 30 によれば、第 1 の実施形態に係る略円形断面の素線 7 a により形成された第二コイルシース 7 と、略矩形断面の素線 31 a により形成された第二コイルシース 31 とを比較した際、コイルシースの外径を同一として、略矩形断面の素線 31 a の幅方向寸法及び高さ方向寸法を調節する。これにより、略矩形断面の素線 31 a が巻回された第二コイルシース 31 の内径を、略円形断面の素線が巻回された第二コイルシース 7 の内径よりも小さく又は大きくすることができる。

【0038】

また、コイルシース径と素線の断面積とを互いに同一にした場合、略矩形断面の素線 31 a の幅方向寸法が、略円形断面の素線 7 a の場合よりも増加するので、コイルシースの剛性を高めることができる。

【0039】

なお、図 7 に示すように、第二コイルシース 31 の代わりに第一コイルシース 32 の素線 32 a が略矩形断面とされた内視鏡用鉗子 33 としてもよい。また、図 8 に示すように、第一コイルシース 32 の素線 32 a 及び第二コイルシース 31 の素線 31 a の何れもが略矩形断面とされた内視鏡用鉗子 35 でもよい。何れの場合も、本実施形態と同様の効果を奏することができる。

【0040】

次に、第 4 の実施形態について図 9 を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第 4 の実施形態と第 1 の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る内視鏡用鉗子 40 の第一コイルシース 41 の素線 41 a の巻回方向と、第二コイルシース 42 の素線 42 a の巻回方向とが、中心軸線 C に対して互いに逆方向であるとした点である。

【0041】

即ち、例えば、第一コイルシース 41 の素線 41 a が中心軸線 C に対して反時計回りに巻回されている場合、第二コイルシース 42 の素線 42 a は時計回りに巻回されている。

【0042】

この内視鏡用鉗子 40 によれば、何れかの方向にコイルシース全体を軸回りに回転させ

10

20

30

40

50

ても、これに近い方向に巻回された素線の軸方向に沿って回転力が負荷されるため、振れの少ない状態でコイルシース全体を回転することができる。

【0043】

次に、第5の実施形態について図面を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

図10及び図11に示すように、内視鏡用鉗子（内視鏡用処置具）71は、一对の鉗子片72A、72Bと先端カバー73とを有して生体に対して処置を行う可動先端部75と、1本の平板76aを螺旋状に密巻きした可撓性の第一コイルシースである平コイルシース76と、第二コイルシースである3層コイルシース77と、細長に延びて形成されて先端が可動先端部75に接続され、平コイルシース76に移動可能に挿通された可撓性を有する操作ワイヤ8と、操作ワイヤ8を進退操作する操作部80と、を備えている。

【0044】

先端カバー73は、略円筒状に形成されており、先端側には、可動部分である一对の鉗子片72A、72Bを互いに枢支する枢支軸11が設けられている。一对の鉗子片72A、72Bは、リンク機構74によって1本の操作ワイヤ8の進退で開閉可能になっている。先端カバー73の基端側の外周面には、段差73aが設けられ、3層コイルシース77の先端側が固定されている。さらに、先端カバー73の基端側の内周面には段差73bが設けられており、ここに平コイルシース76の先端側が固定されている。平コイルシース76の先端部と、リンク機構74と操作ワイヤ8を繋ぐワイヤ連結部材74Aの間には軸線方向に隙間が設けられている。

【0045】

長尺で可撓性を有する挿入部78を構成する平コイルシース76は、1条コイルからなる。平板76aを使用することで、軸線方向に面で接触するコイルシースになっているので、中心軸線C方向の圧縮や曲げに対する耐性が高い。平板76aは、例えばステンレスから製造されている。

3層コイルシース77は、平コイルシース76及び操作ワイヤ8と略同軸に配置され、素線79を巻き回したコイルシース81、82、83を径方向に3本重ねて構成されている。3層のコイルシース81～83を採用することで、軸線C回りの回転トルクが伝達されやすくなっている。各コイルシース81～83の素線79は、例えばステンレスから製造されている。各々の巻き回し方向は、径方向に隣り合う2つのコイルシースの巻き回し方向が逆になるようにしてある。図11に示すように、3層コイルシース77の基端部は、回転部材85に固定されている。

【0046】

操作部10は、先端部に3層コイルシース77が引き込まれて固定される回転操作部である回転部材85を有する。回転部材85は、軸線C1方向に延びる孔86が穿設されており、この孔86にジョイント部材87が基端側から進退自在に挿入されている。さらに、回転部材85の側面には、外周から孔86に貫通するスリット88が長手方向に形成されている。

ジョイント部材87は、平コイルシース76の基端部が固定されると共に、中心に形成された孔89を操作ワイヤ8が貫通している。ジョイント部材87には、径方向外側からネジ90が螺入されている。ネジ90は、回転部材85のスリット88に挿入可能な外径を有する。ネジ90は、ジョイント部材87を進退させるときのガイドになると共に、回転部材85に対する回り止めの役割を担う回転規制部である。

【0047】

ジョイント部材87は、操作部本体12に嵌合等で固定されている。操作部本体12は、指掛け用のリング12Dとスリット12Eを有する進退操作部であり、スライダ13がスリット12Eに沿って進退自在に配されている。操作ワイヤ8は、操作部本体12内を通り、スライダ13に軸線C回りに回転自在に固定されている。なお、スライダ13には、硬質のパイプ91が固定されている。パイプ91内に操作ワイヤ8を挿入することでス

リット 1 2 E 内での操作ワイヤ 8 の撓みを防止している。パイプ 9 1 は、スリット 1 2 E から操作部本体 1 2 内に一部が引き込まれており、Ｏリング 9 2 で操作部本体 1 2 に摺動可能に支持されている。

【 0 0 4 8 】

次に、本実施形態に係る内視鏡用鉗子 1 の作用について説明する。

内視鏡に通して体腔で処置を行うとき、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の開閉方向が患部を把持すべき方向と異なる場合には、両者の方向を一致させるように内視鏡用鉗子 7 1 を調整する。

操作部 8 0、特に回転部材 8 5 を軸線 C 回りに回転させると、3 層コイルシース 7 7 に回転トルクが伝達される。3 層コイルシース 7 7 を構成する 3 つのコイルシース 8 1 ~ 8 3 は、各々の巻き回し方向によって緩んだり、締まったりする。

10

【 0 0 4 9 】

例えば、巻き回し方向が一致する最内層のコイルシース 8 1 と最外層のコイルシース 8 3 が回転によって緩んで径方向に膨んだときは、巻き回し方向が反対になっている中間層のコイルシース 8 2 は締まって縮径される。その結果、最内層のコイルシース 8 1 と中間層のコイルシース 8 2 が干渉する。径方向に隣り合う 2 つのコイルシース 8 1, 8 2 が干渉することでコイルシース 8 1, 8 2 の径方向の膨らみ及び縮径が抑制され、回転トルクが可動先端部 7 5 に伝達される。一方、巻き回し方向が一致する最内層のコイルシース 8 1 と最外層のコイルシース 8 3 が回転によって締まり、中間層のコイルシース 8 2 が緩んだときは、中間層のコイルシース 8 2 と最外層のコイルシース 8 3 が干渉して回転トルクが可動先端部 7 5 に伝達される。

20

【 0 0 5 0 】

一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の開閉方向と、把持すべき方向とを一致させたら、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B を開閉させて処置を行う。操作部本体 1 2 を掴んでスライダ 1 3 を前進させると、操作ワイヤ 8 が前進してリンク機構 7 4 で連結された一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B が開く。

さらに、スライダ 1 3 を後退させると、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B が閉じて組織が把持される。このとき、操作ワイヤ 8 を強く引くと、先端カバー 7 3 を手元側に引き戻すような力が発生する。この力は、平コイルシース 7 6 を圧縮する力として作用する。平コイルシース 7 6 は、平板 7 6 a が面接触する構成になっており、耐圧縮性が高いので、挿入部 7 8 全体が大きく圧縮されたり、曲がったりすることはない。ジョイント部材 8 7 は、回転部材 8 5 に対して進退自在に挿入されているので、ジョイント部材 8 7 にかかる圧縮力が回転部材 8 5 に伝達されない。このため、3 層コイルシース 7 7 に圧縮力がかからない。そのため、操作ワイヤ 8 を強く引いた状態でも回転追従性が維持されて可動先端部 7 5 を回転させることができる。また、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B を開いた状態でも回転追従性が維持されて可動先端部 7 5 を回転させることができる。

30

【 0 0 5 1 】

この内視鏡用鉗子 7 1 によれば、平コイルシース 7 6 で曲げに対する剛性と圧縮力に対する耐性を持たせ、3 層コイルシース 7 7 で回転トルクを伝達可能に構成したので、内視鏡に通して処置を行う際に、可動先端部 7 5 の回転操作性及び動作性の両方を高めることができ、手技の容易化を図ることができる。

40

【 0 0 5 2 】

次に、第 6 の実施形態について図 1 2 及び図 1 3 を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。第 6 の実施形態と第 5 の実施形態との異なる点は、操作部の構成である。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 に示すように、操作部 1 0 2 は、3 層コイルシース 7 7 の基端部が内周面に固定される回転リング 1 0 3 を回転操作部として有する。回転リング 1 0 3 の内側には、ジョイント部材 1 0 4 が相対回転不能に配置されている。ジョイント部材 1 0 4 には、ベアリング 1 0 5 を介して操作部本体 1 2 が回転自在に取り付けられている。

50

ジョイント部材 104 は、略円筒形状を有し、平コイルシース 76 が内周の段差部 104a に突き当てて固定されている。ジョイント部材 104 の先端面と、3 層コイルシース 77 の間には、隙間が形成されている。この隙間によってジョイント部材 104 に作用した軸力が 3 層コイルシース 77 に直接伝達されないようにしている。

図 13 に示すように、ジョイント部材 104 の外周は、円筒の一部を平面 106 でカットして断面 D 形状にしてある。この平面 106 に合わせて回転リング 103 の内面にも平面 107 が設けられている。このように回転方向に非対称な面 106, 107 からなる回転規制部を形成することで回転リング 103 とジョイント部材 104 とが軸線 C 方向に相対移動可能であるが、相対回転が不能になっている。

【0054】

ベアリング 105 は、ジョイント部材 104 の基端側の外周に圧入固定されている。ベアリング 105 の外周には、操作部本体 12 の内周面が圧入固定されている。操作部本体 12 は、スライダ 13 にジョイント部材 104 を貫通した操作ワイヤ 8 が軸線 C 回りに回転自在に固定されている。

【0055】

この内視鏡用鉗子 101 で一对の鉗子片 72A, 72B の向きを調整するときは、操作部本体 12 を固定し、回転リング 103 を回転させる。ジョイント部材 104 と、回転リング 103 に固定された 3 層コイルシース 77 とに回転トルクが伝達されて可動先端部 75 ごと一对の鉗子片 72A, 72B が軸線回りに回転する。

スライダ 13 を操作して一对の鉗子片 72A, 72B を開閉させるときなど、軸線 C 方向の圧縮力が作用したときは、操作部本体 12 と、ベアリング 105 を介して連結されているジョイント部材 104 に圧縮力が作用し、ジョイント部材 104 に固定された平コイルシース 76 で圧縮力を受ける。回転リング 103 は、ジョイント部材 104 に対して進退自在なので圧縮力は伝達されない。したがって、3 層コイルシース 77 に圧縮力は作用しない。

【0056】

この内視鏡用鉗子 101 では、断面が D 字形にカットされたジョイント部材 104 と、回転リング 103 を回転方向のみ係合させることで、圧縮力が 3 層コイルシース 77 に伝達されなくなり、前記と同様の効果が得られる。

ジョイント部材 104 と操作部本体 12 をベアリング 105 で連結することで、操作部本体 12 を固定した状態で一对の鉗子片 72A, 72B の向きを調整できる。なお、ベアリング 105 を設けずに、ジョイント部材 104 と操作部本体 12 を固定しても良い。一对の鉗子片 72A, 72B の向きを調整するときは、操作部本体 12 ごと回転リング 103 を回転させる。

【0057】

次に、第 7 の実施形態について図 12 及び図 14 を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。第 7 の実施形態と第 6 の実施形態との異なる点は、操作部の構成である。

【0058】

図 14 に示すように、操作部 102 のジョイント部材 104 は円筒形状を有し、回転リング 103 と相対回転可能に配置されている。一对の鉗子片 72A, 72B の向きを調整するときは、回転リング 103 を掴んで回転させる。3 層コイルシース 77 を通して回転トルクが先端側に伝達される。一对の鉗子片 72A, 72B を開閉したときなどに平コイルシース 76 に圧縮力が作用したときは、ジョイント部材 104 に対して回転リング 103 が係合していないので、圧縮力が 3 層コイルシース 77 に伝達されない。

【0059】

この実施の形態では、回転リング 103 とジョイント部材 104 が相対回転可能な構成において、前記の実施の形態と同様の効果が得られる。

平コイルシース 76 に圧縮力がかった状態では、平コイルシース 76 が硬くなり、平コイルシース 76 の全長にわたって回転させるためには大きなエネルギーが必要になるが

10

20

30

40

50

、この実施の形態の構成によれば３層コイルシース７７で伝達される回転力で平コイルシース７６の先端付近のみがねじられるだけで可動先端部７５を回転させることができ、一定の条件下では回転性が向上する。

【００６０】

なお、図１０及び図１１に示す内視鏡用鉗子７１で、ネジ９０を設けない構成にすれば、回転部材８５とジョイント部材８７が相対回転可能にすることができる。この場合も同様の作用効果が得られる。

【００６１】

次に、第８の実施形態について図１５及び図１６を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

10

【００６２】

図１５に示すように、内視鏡用鉗子１１１の挿入部１１２は、径方向内側から操作ワイヤ８、３層コイルシース７７、平コイルシース７６が同軸上に配置されている。３層コイルシース７７と平コイルシース７６は、共に可動先端部７５の先端カバー７３に固定されている。

３層コイルシース７７の基端側は、円筒形の回転操作部である回転リング１１３の内周に形成された段差部１１３ａに突き当てられて固定されている。図１６に示すように、回転リング１１３の先端部１１３ｂの外周は、円形の一部を平面１１７でカットした断面Ｄ字形になっている。回転リング１１３の基端部１１３ｃの外形は円形である。

20

【００６３】

回転リング１１３の外側には、ジョイント部材１１４が配置されている。ジョイント部材１１４は、円筒形状を有し、先端側の段差部１１４ａに平コイルシース７６の基端が固定されている。内周側には、回転リング１１３の平面１１７に合わせた平面１１６が形成されている。このため、ジョイント部材１１４と回転リング１１３は、相対的に回転不能であるが、軸線Ｃ方向にはスライド可能である。ジョイント部材１１４の外周にはベアリング１０５が圧入固定されている。

ベアリング１０５は、操作部本体１２の内周部にも圧入されており、操作部本体１２に対してジョイント部材１１４及び回転リング１１３を回転させることができる。

【００６４】

30

一对の鉗子片７２Ａ、７２Ｂの向きを調整するときは、操作部本体１２を掴んでジョイント部材１１４を回転させる。ジョイント部材１１４が回転すると、平面１１６、１１７からなる回転規制部によって回転方向に係合している回転リング１１３を介して３層コイルシース７７が回転させられる。これによって、３層コイルシース７７によって回転トルクが可動先端部７５に伝達され、一对の鉗子片７２Ａ、７２Ｂの向きが調整される。なお、ジョイント部材１１４が回転することで、最外層に配置された平コイルシース７６も回転させられる。

一对の鉗子片７２Ａ、７２Ｂを開閉させたときに軸線Ｃ方向の圧縮力を発生したときは、外側に配置された平コイルシース７６で圧縮力を受ける。ジョイント部材１１４と回転リング１１３は軸線Ｃ方向には係合しないので、３層コイルシース７７には圧縮力が作用しない。このため、圧縮力が作用している間も３層コイルシース７７によって回転トルクが低下することなく伝達される。

40

【００６５】

この実施の形態では、前記と同様の効果が得られる。第６の実施の形態に比べて平コイルシース７６の外径が大きいので、挿入部１１１の曲げに対する剛性が高くなる。操作ワイヤ８を引いたときの曲げ剛性も高くなる。

【００６６】

ここで、この実施の形態に変形例について説明する。

図１５に示す内視鏡用鉗子１１１において、回転リング１１３の外周を円形にし、回転リング１１３とジョイント部材１１４が回転方向にも係合しない構成にしても良い。この

50

場合には、回転リング 1 1 3 と操作部本体 1 2 とが相対回転不能、かつ軸線 C 方向にスライド可能に連結される。図 1 7 に断面を示すように、回転リング 1 1 3 の基端部 1 1 3 c のみ外周に平面 1 1 8 による断面 D 字形を形成し、平面 1 1 8 に係合する平面 1 1 9 を操作部本体 1 2 の内周側に設ける。

【0067】

一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の向きを調整するときは、操作部本体 1 2 を回転させる。平面 1 1 8, 1 1 9 からなる回転規制部で回転方向に係合している回転リング 1 1 3 が共回りし、3 層コイルシース 7 7 が回転させられる。3 層コイルシース 7 7 によって回転トルクが可動先端部 7 5 に伝達され、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の向きが調整される。

一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B を開閉させたときに軸線 C 方向の圧縮力を発生したときは、外側に配置された平コイルシース 7 6 で圧縮力を受ける。ジョイント部材 1 1 4 と回転リング 1 1 3 は係合していないので、圧縮力が作用している間も 3 層コイルシース 7 7 による回転トルクの伝達が可能である。

【0068】

次に、第 9 の実施形態について図 1 8 を主に参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。この実施形態は、第 8 の実施形態の平コイルシースの代わりに被覆チューブを備えることを特徴とする。

【0069】

被覆チューブ 1 2 2 は、3 層コイルシース 7 7 の外側に配置され、先端カバー 7 3 とジョイント部材 1 1 4 に端部が固定されている。被覆チューブ 1 2 2 の材料としては、例えば、PEEK (ポリエーテル・エーテル・ケトン樹脂)、PTFE (四フッ化エチレン樹脂)、POM (ポリアセタール)、FEP (テトラフルオロエチレン・ヘキサフルオロプロピレン共重合体)、PFA (テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合樹脂) などがあげられる。

【0070】

一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の向きを調整するときは、操作部本体 1 2 を掴んでジョイント部材 1 1 4 を回転させる。ジョイント部材 1 1 4 が回転すると、回転方向に係合している回転リング 1 1 3 を介して 3 層コイルシース 7 7 が回転させられる。これによって、3 層コイルシース 7 7 によって回転トルクが可動先端部 7 5 に伝達され、一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B の向きが調整される。なお、ジョイント部材 1 1 4 が回転することで、被覆チューブ 1 2 2 も回転させられる。

一对の鉗子片 7 2 A, 7 2 B を開閉させたときに軸線 C 方向の圧縮力を発生したときは、外側に配置された被覆チューブ 1 2 2 で圧縮力を受ける。ジョイント部材 1 1 4 と回転リング 1 1 3 は軸線 C 方向には係合しないので、3 層コイルシース 7 7 には圧縮力が作用しない。このため、圧縮力が作用している間も 3 層コイルシース 7 7 による回転トルクの伝達が可能である。また、軸線 C 方向の引っ張り力が発生したときも、被覆チューブ 1 2 2 で受けることができる。

【0071】

この実施の形態では、前記と同様の効果が得られる。挿入部 1 1 2 の最外層が被覆チューブ 1 2 2 になるので、挿入部 1 2 2 の径を変えずに絶縁することができる。

【0072】

次に、第 10 の実施形態について図 1 9 を主に参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。この実施形態は、第 6 の実施形態の挿入部の最外層に被覆チューブを備えることを特徴とする。

【0073】

被覆チューブ 1 2 2 は、3 層コイルシース 7 7 の外側に配置され、軸線 C 方向の両端部が先端カバー 7 3 と回転リング 1 0 3 のそれぞれとの間に隙間を有している。なお、先端カバー 7 3 と回転リング 1 0 3 のそれぞれに固定されても良いし、一方のみに固定されて

も良い。

【0074】

回転操作時と開閉操作時の動作は、第6の実施の形態と同様である。被覆チューブ122を回転リング103に固定したときは、3層コイルシース77と一緒に被覆チューブ122も回転する。また、平コイルシース76だけでなく被覆チューブ122でも圧縮力を受けることが可能である。

【0075】

この実施の形態では、前記と同様の効果が得られる。挿入部78の最外層に被覆チューブ122を加えることで、挿入部78を絶縁できると共に耐圧縮性や曲げ剛性が高まる。

【0076】

ここで、第5～第10の実施形態において、3層コイルシース77の代わりに2層コイルシースを用いても良い。2層コイルシースは、2本のコイルシースを同軸上に配置したものである。この場合、3層コイルシース77と同一の内外径を維持しながらコイルの素線径を大きくでき、特定の方向の回転力を向上させることができる。

【0077】

なお、第5～第10の実施形態において、3層コイルシース77が軸線C方向の圧縮力や引っ張り力といった軸力を受ける構成にした場合も、平コイルシース76又は被覆チューブ122の少なくとも一方が耐圧縮性に優れるため、3層コイルシース77が回転トルクを伝達できいなほど圧縮又は引っ張られることはない。このとき、各コイルシース81～83は、軸線C1方向の圧縮力がかかったときに密巻きになるように、軸線方向に予め少し伸ばしておいても良い。このように構成すれば、さらに単純な構成になって製造原価を抑制できる。

【0078】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の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。

例えば、上記実施形態では、第一コイルシース6が第二コイルシース7、31の内側に配されているとしているが、これに限らず、図20に示すように、外表面に絶縁チューブ17が外嵌された第一コイルシース50の内側に第二コイルシース51が回転自在に配され、第二コイルシース51の先端のみが先端カバー52に固定され、第二コイルシース51に対して進退自在に操作ワイヤ8が配されている内視鏡用鉗子53としてもよい。

【0079】

この場合、絶縁チューブ17を把持して図示しない操作部を中心軸線C回りに回転させた際、第一コイルシース50に対して第二コイルシース51が回転する。この際、第一コイルシース50の内周面と第二コイルシース51の外周面とがどちらもステンレスの表面なので、相対的に回転することによって生じる摩擦力を低く抑えることができ、スムーズに回転させることができる。

【0080】

また、上記実施形態において、第一コイルシースと第二コイルシースとの接触する面の一部をレーザ溶接等により接着させても構わない。この場合、径方向に重なり合うコイルシース同士が一体となって回転するので、シース間に歪みが蓄積されたり解放されたりすることがない。従って、スムーズに回転させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用鉗子の先端側を示す断面図である。

【図2】図1のI I—I I断面図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用鉗子の基端側を示す断面図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用鉗子の操作部を示す一部断面図である。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用鉗子の先端側を示す断面図である。

【図6】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡用鉗子の先端側を示す断面図である。

【図7】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡用鉗子の変形例における先端側を示す断面

10

20

30

40

50

図である。

【図 8】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の変形例における先端側を示す断面図である。

【図 9】本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の第一コイルシース及び第二コイルシースを示す概要図である。

【図 10】本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の先端側を示す断面図である。

【図 11】内視鏡用鉗子の操作部を示す断面図である。

【図 12】本発明の第 6 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の構成を示す断面図である。

【図 13】図 12 の X I I I - X I I I 断面図である。

【図 14】本発明の第 7 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の構成を示し、図 12 の X I I I - X I I I 断面図である。 10

【図 15】本発明の第 8 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の構成を示す断面図である。

【図 16】図 15 の X V I - X V I 断面図である。

【図 17】図 15 の X V I I - X V I I 断面図である。

【図 18】本発明の第 9 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の構成を示す断面図である。

【図 19】本発明の第 10 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の構成を示す断面図である。

【図 20】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用鉗子の変形例に係る先端側を示す断面図である。

【符号の説明】

【0082】 20

1, 20, 30, 33, 35, 40, 53, 71 内視鏡用鉗子（内視鏡用処置具）

5, 75 可動先端部

6, 32, 41, 50 第一コイルシース

6a, 7a, 31a, 32a, 41a, 42a, 76a, 79 素線

7, 31, 42, 51 第二コイルシース

8 操作ワイヤ

10 操作部

12 操作部本体（進退操作部）

72A, 72B 鉗子片（可動部分）

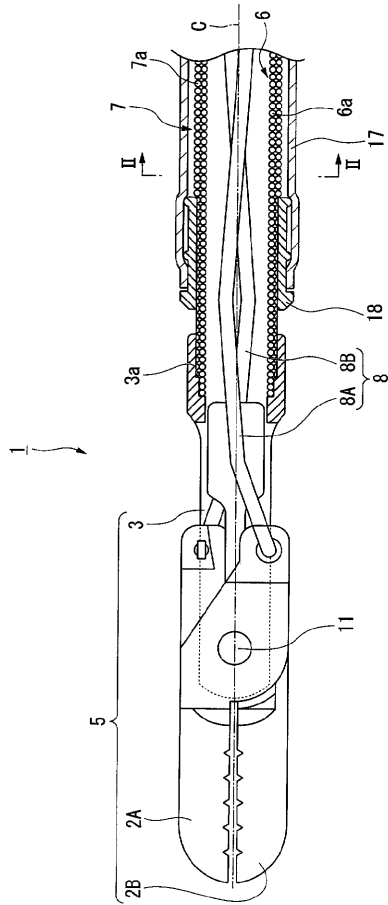
76 平コイルシース（第一コイルシース）

77 3層コイルシース（第二コイルシース）

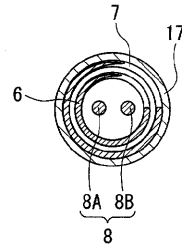
85, 103, 113 回転部材（回転操作部）

C 中心軸線 30

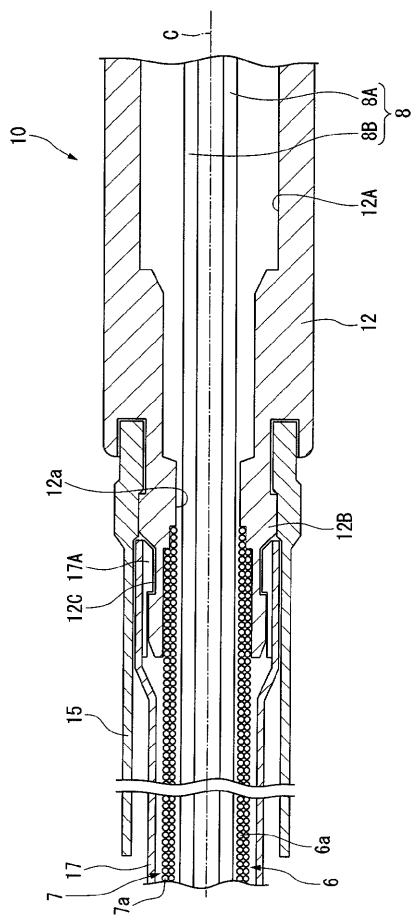
【図 1】



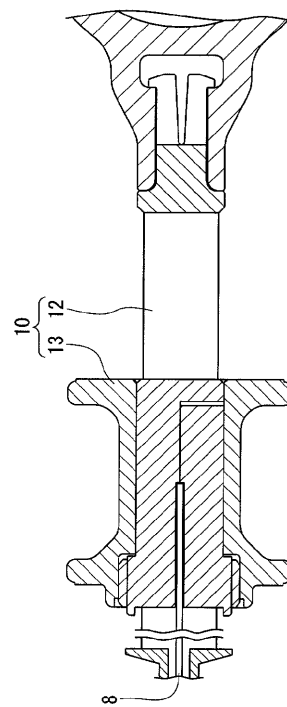
【図 2】



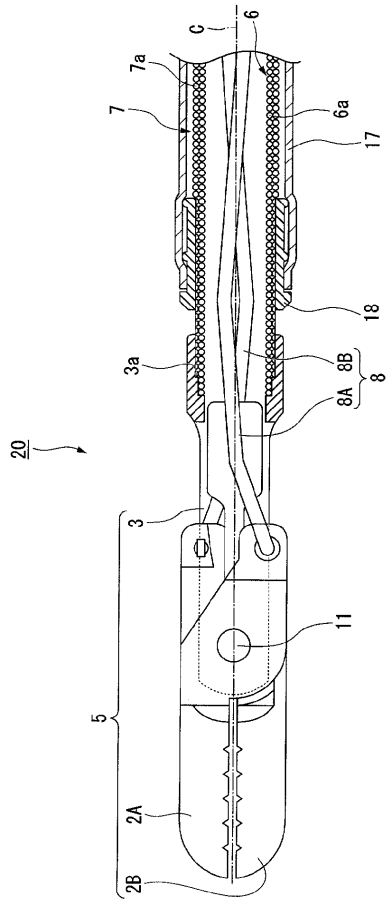
【図 3】



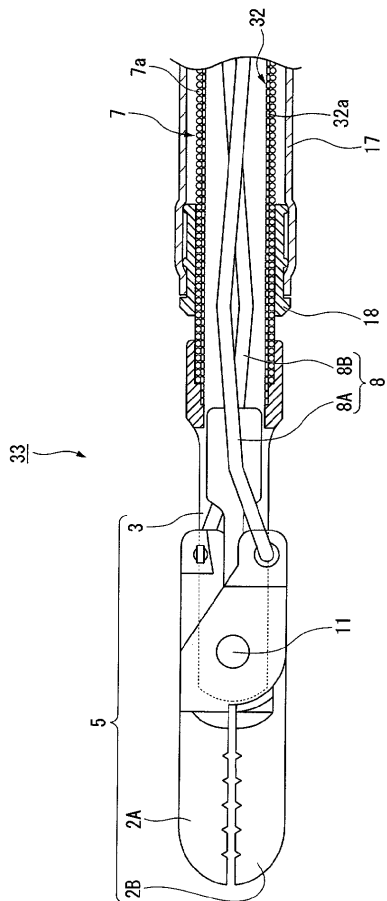
【図 4】



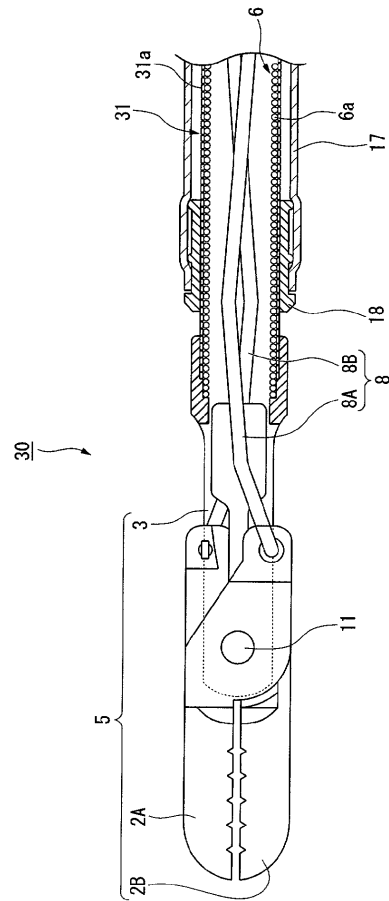
【図 5】



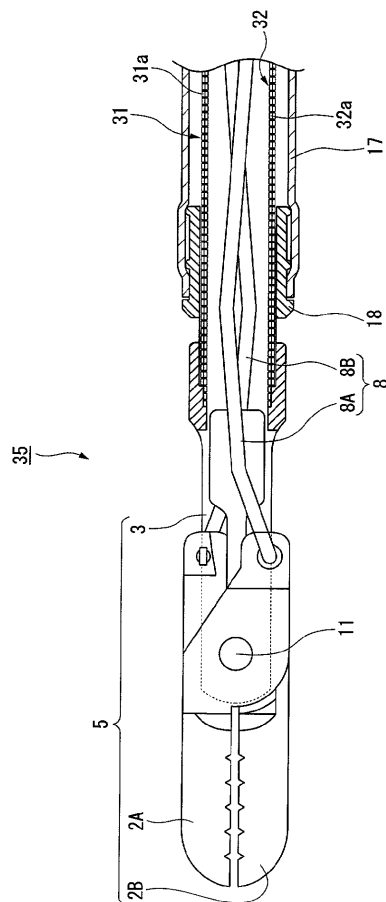
【图 7】



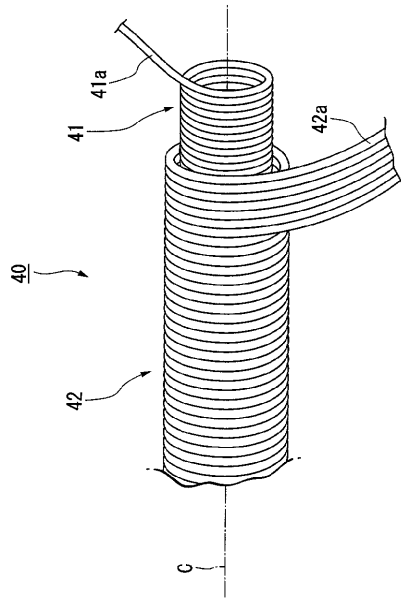
【图 6】



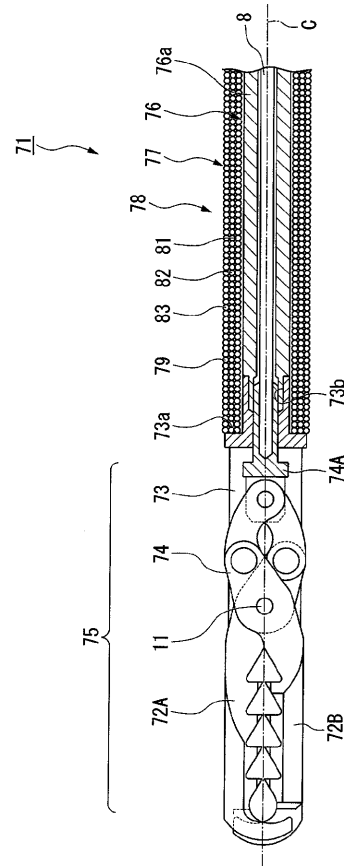
【图 8】



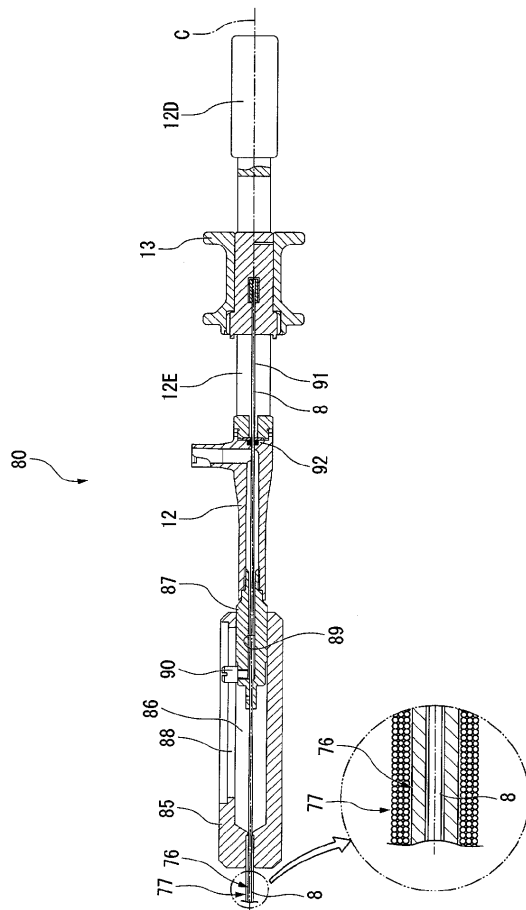
【図 9】



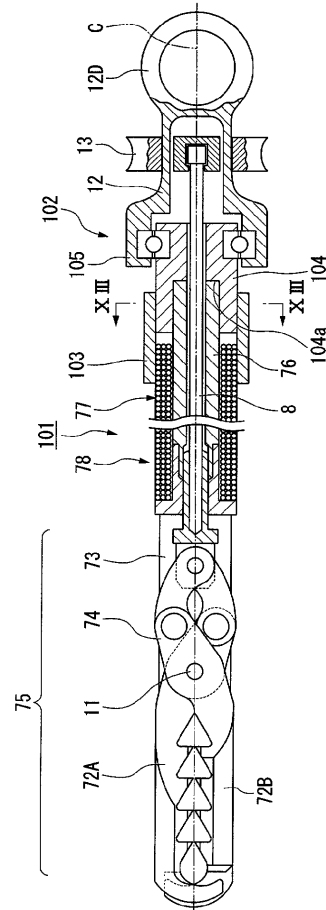
【図 10】



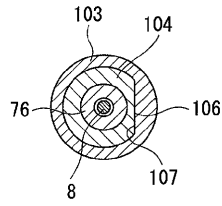
【図 11】



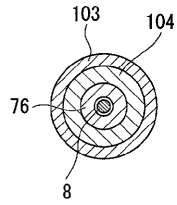
【図 12】



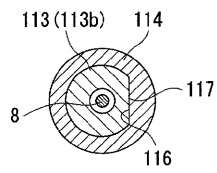
【図 13】



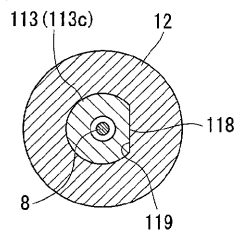
【図 14】



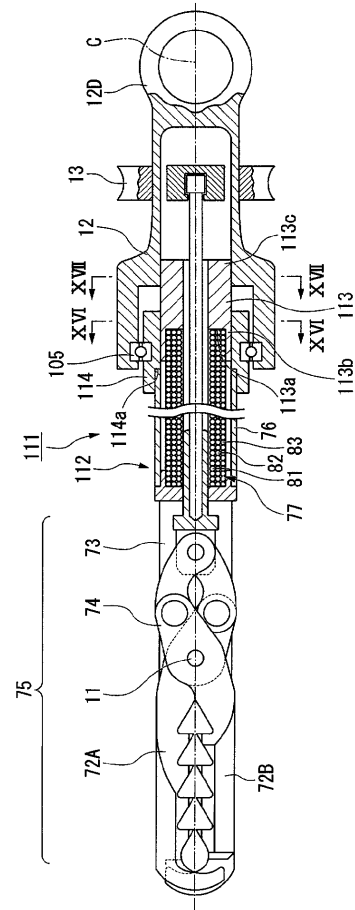
【図 16】



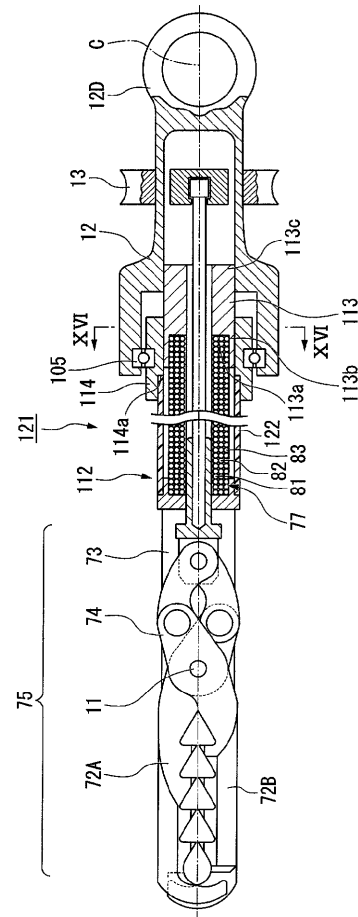
【図 17】



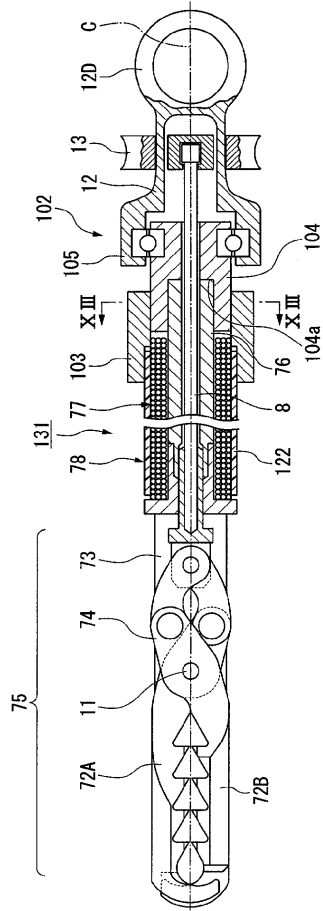
【図 15】



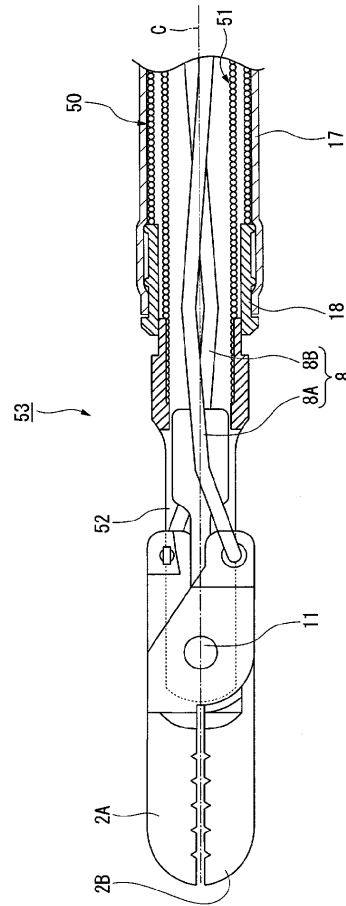
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(72)発明者 宮本 学

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C060 GG23 GG29 GG30 GG32 MM24 MM26 MM27

4C061 GG15

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008212620A5	公开(公告)日	2010-04-15
申请号	JP2007119384	申请日	2007-04-27
[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		
[标]发明人	宮本学 鈴木啓太		
发明人	宮本 学 鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/GG29 4C060/GG30 4C060/GG32 4C060/MM24 4C060/MM26 4C060/MM27 4C061/GG15 4C160/GG23 4C160/GG29 4C160/GG30 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/GG15		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
优先权	2007029052 2007-02-08 JP		
其他公开文献	JP2008212620A JP5042700B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于内窥镜的治疗工具，其能够改善可移动远端部分的旋转操作性和可操作性并且使得该过程容易。解决方案：内窥镜的治疗工具包括：活动远端部分5，其对生物体进行治疗;柔性第一线圈护套6，线材6a螺旋缠绕在其中;柔性第二线圈护套7，其保持多个导线7a沿相同方向螺旋缠绕并同心地装配到第一线圈护套6上或其中，操作线8形成为细长的薄形状，其远端连接到可动尖端部5，并且操作导线可移动地插入第一线圈护套6中，并且操作部分用于使操作线8前进和后退，并且第二线圈护套7的远端固定到可移动的远端部分5，并且其基端固定到操作部分。Ž