

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4468925号
(P4468925)

(45) 発行日 平成22年5月26日(2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日(2010.3.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 O

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-183114 (P2006-183114)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年7月3日(2006.7.3)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-11898 (P2008-11898A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年1月24日(2008.1.24)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成21年6月1日(2009.6.1)		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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、
 通電可能な素線を備え、
 該素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、
 前記素線の先端側が対象部位を処置する処置部とされていることを特徴とする内視鏡用
 処置具。

【請求項 2】

内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、
 通電可能な複数の素線を備え、
 これら複数の素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、
 前記複数の素線のうちの少なくとも一つの先端側が対象部位を処置する処置部とされて
 いることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記処置部が、前記コイルシースの中心軸線方向に延びてい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】

前記処置部の先端が、前記中心軸線と交差する方向に折り曲げられて屈曲されているこ
 とを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

10

20

前記処置部の先端に絶縁体が接続されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

前記コイルシースを中心軸線方向に進退自在に収納する可撓管と、
該可撓管に対して前記コイルシースを進退操作させる操作部とを備えていることを特徴とする請求項 1 から 5 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 7】

前記処置部が突没する前記可撓管の先端に、前記可撓管の内周面から前記コイルシースよりも径方向内側、かつ、前記処置部よりも径方向外側となる位置まで突出した係止部が設けられていることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 8】

内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、
通電可能な複数の素線と、
これら複数の素線を中心軸線方向に進退自在に収納する可撓管とを備え、
前記複数の素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、
少なくとも二つの前記素線の先端側が、前記中心軸線近傍から漸次離間して前記可撓管の外径よりも大きく拡開される複数の腕部とされた処置部が形成されていることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 9】

前記コイルシースを介して前記処置部に高周波電力を供給する電源部を備えていることを特徴とする請求項 1 から 8 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

20

【請求項 10】

前記処置部が、前記コイルシースの一端が解かれて形成されていることを特徴とする請求項 1 から 9 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。

【背景技術】

30

【0002】

内視鏡用処置具として、シースと、シース内を進退自在な操作ワイヤと、操作ワイヤの先端に接続された処置部と、操作ワイヤをシース内で進退させるための操作部とを備えているものが提案されている。例えば、処置部が電極となって、内視鏡のチャンネルを介して体腔内に挿入し、高周波電流を通電して対象部位の切除又は凝固を行うものや（特許文献 1 参照。）、処置部が一对の腕部を有し、一对の腕部によって対象部位を把持するもの（特許文献 2 参照。）が開示されている。

【特許文献 1】特開 2005-110861 号公報

【特許文献 2】特開平 05-42167 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記従来の内視鏡用処置具は、予め別々に用意された操作ワイヤと処置部とが一体に接続されて構成されているので、接続に係る部品や製造工程が必要になる。

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、製造に係る部品や工程を削減して組み立てを容易に、かつ、短時間に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】

【0004】

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。

50

本発明に係る内視鏡用処置具は、内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、通電可能な素線を備え、該素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、前記素線の先端側が対象部位を処置する処置部とされていることを特徴とする。

【0005】

この発明は、コイルシースを内視鏡のチャンネル内で進退させることにより、処置部をチャンネル内で進退させることができ、チャンネルの先端開口から突没させることができる。

【0006】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、通電可能な複数の素線を備え、これら複数の素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、前記複数の素線のうちの少なくとも一つの先端側が対象部位を処置する処置部とされていることを特徴とする。

10

【0007】

この発明は、コイルシースが多条コイルとなっているので、コイルシースを回転させた際に処置部へのトルク伝達性を高めることができ、チャンネルに対する処置部の回転追従性を高めることができる。

【0008】

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、前記処置部が、前記コイルシースの中心軸線方向に延びていることを特徴とする。

20

この発明は、処置部を針状にすることができ、対象部位の切開等を容易に行うことができる。

【0009】

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、前記処置部の先端が、前記中心軸線と交差する方向に折り曲げられて屈曲されていることを特徴とする。

【0010】

この発明は、処置部の先端で対象部位を引っ掛けることができる。この際、処置部の先端の屈曲方向が、所望の方向とは異なる場合には、コイルシースを中心軸線回りに回転させることによって、回転トルクをより好適に処置部まで伝えることができ、所望の方向に短時間で確実に向けることができる。

30

【0011】

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、前記処置部の先端に絶縁体が接続されていることを特徴とする。

この発明は、処置部に通電されても絶縁体によって処置部の先端を対象部位へ接触するのを規制することができる。

【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、前記コイルシースを中心軸線方向に進退自在に収納する可撓管と、該可撓管に対して前記コイルシースを進退操作させる操作部とを備えていることを特徴とする。この発明は、処置部を可撓管内に収納した状態で処置部をチャンネルに対して進退移動させることができ、チャンネル壁面及び処置部を互いに保護することができる。

40

【0013】

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、前記処置部が突没する前記可撓管の先端に、前記可撓管の内周面から前記コイルシースよりも径方向内側、かつ、前記処置部よりも径方向外側となる位置まで突出した係止部が設けられていることを特徴とする。

【0014】

この発明は、操作部によってコイルシースを可撓管に対して前進させた際、コイルシースに係止部に当接させて、処置部を可撓管からそれ以上突出させないようにすることができる。従って、コイルシースが必要以上の長さで可撓管から突出するのを好適に規制する

50

ことができる。

【0015】

また、前記コイルシースを介して前記処置部に高周波電力を供給する電源部を備えていることを特徴とする内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、通電可能な複数の素線と、これら複数の素線を中心軸線方向に進退自在に収納する可撓管とを備え、前記複数の素線の基端側に、コイル状に巻回されたコイルシースが形成され、少なくとも二つの前記素線の先端側が、前記中心軸線近傍から漸次離間して前記可撓管の外径よりも大きく拡開される複数の腕部とされた処置部が形成されていることを特徴とする。

【0016】

この発明は、一对の腕部を可撓管内から突出する方向にコイルシースを前進させることによって、一对の腕部を拡開させることができる。また、一对の腕部を可撓管内に没入する方向にコイルシースを後退させることによって、拡開された一つ一つの素線を可撓管の端面に当接させながら縮径させることができ、一对の腕部間に対象部位を把持させることができる。

10

【0017】

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、前記コイルシースを介して前記処置部に高周波電力を供給する電源部を備えていることを特徴とする。

この発明は、処置部を電極として対象部位に当接させた状態で高周波電力を供給することにより、対象部位を切開することができる。

【0018】

20

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、前記処置部が、前記コイルシースの一端が解かれて形成されていることを特徴とする。

この発明は、処置部とコイルシースとが製造当初から一体の状態で形成させることができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、製造に係る部品や工程を削減して組み立てを容易に、かつ、短時間に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

30

本発明に係る第1の実施形態について、図1及び図2を参照して説明する。

本実施形態に係る高周波針状メス（内視鏡用処置具）1は、図示しない内視鏡のチャンネルに挿通される内視鏡用処置具であって、図1に示すように、図示しない対象部位を処置するための処置部2と、通電可能な素線3aが中心軸線C方向に延びてコイル状に巻回されて形成されたコイルシース3と、コイルシース3を中心軸線C方向に進退自在に収納する樹脂チューブ（可撓管）5と、コイルシース3及び樹脂チューブ5の基端がそれぞれ接続されて、樹脂チューブ5に対してコイルシース3を進退操作させる操作部6とを備えている。

【0021】

処置部2は、コイルシース3の素線3aの先端側が解かれて、コイルシース3の中心軸線C方向に所定の長さに延びて形成されている。即ち、処置部2とコイルシース3とは予め一体に製造されている。

40

【0022】

コイルシース3の素線3aは、ステンレスからなり通電可能となっている。なお、コイルシース3のインピーダンスの大きさを低減させるために、素線3aが巻回された後、表面に金メッキ、銀メッキ、又は銅メッキが施されていても構わない。また、ステンレスの代わりに、タングステンやモリブデンといった材質の素線で構成させたものでも構わない。さらに、この表面に金メッキ、銀メッキ、又は銅メッキが施されていても構わない。

【0023】

操作部6は、樹脂チューブ5の基端が接続された操作部本体7と、コイルシース3の基

50

端が接続されて、操作部本体 7 に対して進退自在に配されたスライダ 8 とを備えている。スライダ 8 には、コイルシース 3 と電氣的に接続され、高周波電力を供給する電源部 1 0 と接続コード 1 1 を介して接続される電極端子 1 2 が配されている。

【0024】

次に、本実施形態に係る高周波針状メス 1 の作用について説明する。

まず、操作部本体 7 に対してスライダ 8 を基端側に移動して、図 2 に示すように、処置部 2 が樹脂チューブ 5 に没入された状態とする。この状態で、体腔内に挿入された図示しない内視鏡のチャンネル内に挿入し、図示しない対象部位近傍に樹脂チューブ 5 の先端を突出させる。

【0025】

そして、接続コード 1 1 と電極端子 1 2 とを接続し、スライダ 8 を操作部本体 7 に対して前進移動させ、コイルシース 3 を樹脂チューブ 5 に対して移動して、図 1 に示すように、処置部 2 を樹脂チューブ 5 の先端から突出させる。この状態で、電源部 1 0 から高周波電力を供給し、内視鏡を操作しながら対象部位を切開する。処置が終了した際には、操作部本体 7 に対してスライダ 8 を基端側に移動して、処置部 2 を樹脂チューブ 5 に没入する。

【0026】

処置の際、又は、通電の合間には、操作部本体 7 と図示しない給水装置とを接続して、給水装置から操作部本体 7 に洗浄のために送水する。この際、樹脂チューブ 5 及びコイルシース 3 が送水管となって、樹脂チューブ 5 の先端から対象部位に送水される。

【0027】

この高周波針状メス 1 によれば、コイルシース 3 が配された樹脂チューブ 5 を内視鏡のチャンネル内で進退させることにより、処置部 2 を樹脂チューブ 5 内に収納した状態で処置部 2 をチャンネルに対して進退移動させることができ、チャンネル壁面及び処置部 2 を互いに保護することができる。また、コイルシース 3 を樹脂チューブ 5 に対して進退操作することにより、処置部 2 を樹脂チューブ 5 から突没させることができる。

【0028】

特に、コイルシース 3 の素線 3 a の先端側が中心軸線 C に沿って直線状に形成されているので、従来のように、コイルシース内を進退移動する操作ワイヤに処置部 2 を設ける場合よりも、短時間に製造することができる。従って、製造に係る部品や工程を削減して組み立てを容易に、かつ、短時間に行うことができる。

【0029】

また、コイルシース 3 の先端側を中心軸線 C 方向に直線状に延ばすことにより、針状の処置部 2 を容易に形成することができ、対象部位の切開等を容易に行うことができる。

さらに、送水の際、従来のような操作ワイヤが必要ないので、操作ワイヤが送水の際の抵抗とならずに、樹脂チューブ 5 の先端までスムーズに送水させることができる。

【0030】

なお、図 3 に示すように、樹脂チューブ 1 3 の先端が折り曲げられて、コイルシース 3 の内周面からコイルシース 3 よりも径方向内側、かつ、処置部 2 よりも径方向外側となる位置まで突出した係止部 1 5 が設けられている高周波針状メス 1 6 としてもよい。この場合、コイルシース 3 を樹脂チューブ 1 3 に対して前進移動させても、コイルシース 3 が係止部 1 5 に当接することによって、処置部 2 が樹脂チューブ 1 3 からそれ以上突出しないように規制することができる。

【0031】

また、図 4 に示すように、リング状に形成された、例えば、ステンレス製の係止部 1 7 が、樹脂チューブ 1 8 の先端内周面に設けられた高周波針状メス 1 9 としてもよい。この場合も、コイルシース 3 を樹脂チューブ 1 8 に対して前進移動させた際、コイルシース 3 を係止部 1 7 に当接させて、処置部 2 の樹脂チューブ 1 8 からの突出を規制することができる。

【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、本実施形態に係るフックナイフ（内視鏡用処置具）20の処置部21は、第1の実施形態に係る処置部2の先端側が折り曲げられて形成されているとした点である。

【0033】

樹脂チューブ22の先端には、樹脂チューブ22の先端開口が所定の半径Rとなるように、径方向内方に折り曲げられて係止部23が形成されている。

処置部21は、コイルシース3の素線3aからなり、コイルシース3の中心軸線Cに沿って伸びる直線部25と、直線部25に対して、中心軸線C方向に対して直交する方向に折り曲げられたフック部26とを備えている。フック部26の長さ（フック長）L1は、樹脂チューブ22の先端開口が通過可能となるような長さとなっている。

【0034】

このフックナイフ20の作用について説明する。

まず、第1の実施形態と同様に、体腔内に挿入された図示しない内視鏡の先端から、フック部26が収納された状態の樹脂チューブ22を突出させる。そして、図示しないスライダを図示しない操作部本体に対して前進移動させ、コイルシース3を樹脂チューブ22に対して移動して、処置部21を樹脂チューブ22の先端から突出させる。

【0035】

この際、フック部26の方向が、図示しない対象組織の方向とは異なる方向に伸びた状態で突出していた場合、スライダを操作部本体の軸回りに回転させる。このとき、コイルシース3が樹脂チューブ22に対して回転する。そして、フック部26が所望の方向に向いた状態で、図示しない電源部から高周波電力を供給し、内視鏡を操作しながら対象部位を切開する。処置が終了した際には、操作部本体7に対してスライダ8を基端側に移動して、処置部21を樹脂チューブ22に没入する。なお、第1の実施形態と同様に、コイルシース3内に送水してもよい。

【0036】

このフックナイフ20によれば、フック部26で、対象部位を引っ掛けることができる。この際、フック部26の屈曲方向が、所望の方向とは異なる場合には、コイルシース3を中心軸線C回りに回転させることができる。これにより、従来のように操作ワイヤを回転させる場合よりも回転半径が大きいので、回転トルクをより好適にフック部26まで伝えることができ、所望の方向に短時間で確実に向けることができる。

【0037】

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2の実施形態との異なる点は、本実施形態に係るフックナイフ30の処置部31の直線部32が、コイルシース3の中心軸線C上ではなく、中心軸線Cから所定の距離L2だけオフセットされて伸びているとした点である。

【0038】

即ち、フック部33の長さL3が、第2の実施形態に係るフックナイフ20のフック部26よりも長く形成されている。

このフックナイフ30によれば、第2の実施形態と同様の効果を奏することができる。さらに、直線部32を中心軸線Cに対してオフセットさせることにより、フック部33の長さを長くすることができ、対象組織との引っかかりを良くして手技の容易化を図ることができる。

【0039】

次に、第4の実施形態について図7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

10

20

30

40

50

する。

第4の実施形態と第2の実施形態との異なる点は、本実施形態に係るフックナイフ35のコイルシース36が、多条コイルとして、例えば、2本の素線36a、36bが巻回されて形成されているとした点である。

【0040】

処置部37は、素線36a、36bのうちの例えば、素線36aが解かれて形成されている。

このフックナイフ35によれば、素線が一本の場合よりも、回転トルクの伝達性を向上させることができる。従って、より正確な位置により速くフック部38の直線部39に対する向きを変更させることができる。

【0041】

なお、コイルシース3は、素線が二本のものに限らず、三本以上であっても構わない。この場合であっても、何れか一本の素線の先端が処置部となる。

【0042】

次に、第5の実施形態について図8から図10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5の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る二脚鉗子（内視鏡用処置具）40が、図8に示すように、通電可能な二つの素線41a、41bがコイル状に巻回されたコイルシース41と、コイルシース41を中心軸線C方向に進退自在に収納する樹脂チューブ42と、二つの素線41a、41bの先端側が、中心軸線Cの近傍から漸次離間して樹脂チューブ42の外径よりも大きく拡開される一对の腕部43A、43Bとされた処置部45とを備えているとした点である。

【0043】

一对の腕部43A、43Bは、中心軸線Cを挟んで互いに対向するように設けられている。そして、互いに対向する面側が予め凸状に湾曲して形成されており、先端には、中心軸線C方向に屈曲された爪部46が配されている。一对の腕部43A、43Bは、樹脂チューブ42の先端に当接されることによって、弾性変形可能となっている。なお、爪部46を除く一对の腕部43A、43B及びコイルシース41の表面には、図示しない絶縁コーティングが配されている。

【0044】

次に、本実施形態に係る二脚鉗子40の作用について説明する。

まず、第1の実施形態と同様に、体腔内に挿入された図示しない内視鏡の先端から、一对の腕部43A、43Bが収納された状態の樹脂チューブ42を突出させる。そして、図示しないスライダを図示しない操作部本体に対して前進移動させ、コイルシース41を樹脂チューブ42に対して移動して、処置部45を樹脂チューブ42の先端から突出させる。

【0045】

この際、一对の腕部43A、43Bが樹脂チューブ42により閉じる方向に付勢されて収納されているので、樹脂チューブ42から突出されたことにより、一对の腕部43A、43Bが先端側から順次拡開されていく。

ただし、一对の腕部43A、43Bの開閉方向が、図示しない対象組織を把持すべき方向とは異なる方向で突出していた場合、スライダを操作部本体の軸回りに回転させる。このとき、コイルシース41が樹脂チューブ42に対して回転する。

【0046】

そして、一对の腕部43A、43Bが所望の方向に向いた状態となった後、今度は、スライダを操作部本体に対して後退させる。このとき、図9に示すように、一对の腕部43A、43Bが樹脂チューブ42内に引き込まれる。この際、一对の腕部43A、43Bが互いに接近して図示しない対象組織を把持する。こうして、図示しない電源部から高周波電力を供給し、内視鏡を操作しながら、図10に示すように、一对の腕部43A、43B

10

20

30

40

50

を樹脂チューブ４２内に没入させ、対象部位を把持した状態で焼灼する。なお、第１の実施形態と同様に、コイルシース４１内に送水してもよい。

【００４７】

この二脚鉗子４０によれば、一对の腕部４３Ａ、４３Ｂを樹脂チューブ４２内から突出する方向にコイルシース４１を前進させることによって、一对の腕部４３Ａ、４３Ｂを拡開させることができる。また、一对の腕部４３Ａ、４３Ｂを樹脂チューブ４２内に没入する方向にコイルシース４１を後退させることによって、拡開された一对の腕部４３Ａ、４３Ｂを樹脂チューブ４２の端面に当接させながら縮径させることができ、一对の腕部４３Ａ、４３Ｂ間に対象部位を把持させることができる。

【００４８】

この際、二つの素線４１ａ、４１ｂがコイル状に巻回されてコイルシース４１が構成されているので、第４の実施形態と同様に、回転トルクの処置部４５への伝達性を高めることができ、操作性の向上を図ることができる。なお、コイルシース４１は、素線が二本のものに限らず、三本以上であっても構わない。この場合、何れか二本の素線によって一对の腕部４３Ａ、４３Ｂが形成される。

【００４９】

次に、第６の実施形態について図１１から図１３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、本実施形態に係る三脚鉗子（内視鏡用処置具）５０のコイルシース５１が、図１１（ａ）に示すように、通電可能な三つの素線５１ａ、５１ｂ、５１ｃがコイル状に巻回されてなり、三つの素線５１ａ、５１ｂ、５１ｃの先端側が、処置部５２として、中心軸線Ｃの近傍から漸次離間して樹脂チューブ４２の外径よりも大きく拡開される複数の腕部５３Ａ、５３Ｂ、５３Ｃとされているとした点である。

【００５０】

各腕部５３Ａ、５３Ｂ、５３Ｃは、第５の実施形態に係る一对の腕部４３Ａ、４３Ｂと同様の形状とされ、先端に同様の爪部４６が配されている。三つの腕部５３Ａ、５３Ｂ、５３Ｃは、図１１（ｂ）に示すように、周方向に略等間隔に離間して配されている。

【００５１】

この三脚鉗子５０は、第５の実施形態に係る二脚鉗子４０と同様の作用により、図１２及び図１３に示すように、樹脂チューブ４２に対してコイルシース５１を後退させることにより、樹脂チューブ４２内に腕部５３Ａ、５３Ｂ、５３Ｃを没入させることができる。そして、第５の実施形態に係る二脚鉗子４０と同様の効果を奏することができる。なお、コイルシース５１は、素線が三本のものに限らず、四本以上であっても構わない。この場合、何れか三本の素線によって腕部５３Ａ、５３Ｂ、５３Ｃが形成される。

【００５２】

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、第１の実施形態の変形例である高周波針状メス１６に対して、図１４に示すように、処置部２の先端に、絶縁チップ（絶縁体）５５が配された構成を有する高周波針状メス５６としてもよい。この場合も、第１の実施形態と同様の作用・効果を奏することができる。特に、処置部２の先端に絶縁チップ５５が配されているので、先端方向に切開されてしまうのを好適に抑えることができる。

【００５３】

また、上記実施形態では、フックナイフ２０、３０、３５、二脚鉗子４０、三脚鉗子５０の何れもが、電源部１０と接続されて高周波電流がコイルシースに流れるものとしているが、高周波電力が印加されないものでも構わない。

【図面の簡単な説明】

【００５４】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波針状メスを示す (a) 全体概要図、(b) 正面図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波針状メスを示す全体概要図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波針状メスの変形例を示す要部概要図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波針状メスの変形例を示す要部概要図である。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に係るフックナイフを示す要部概要図である。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態に係るフックナイフを示す要部概要図である。

【図 7】本発明の第 4 の実施形態に係るフックナイフを示す要部概要図である。

10

【図 8】本発明の第 5 の実施形態に係る二脚鉗子を示す要部概要図である。

【図 9】本発明の第 5 の実施形態に係る二脚鉗子の使用状態を示す説明図である。

【図 10】本発明の第 5 の実施形態に係る二脚鉗子の使用状態を示す説明図である。

【図 11】本発明の第 6 の実施形態に係る三脚鉗子を示す (a) 要部概要図、(b) 正面図である。

【図 12】本発明の第 6 の実施形態に係る三脚鉗子の使用状態を示す説明図である。

【図 13】本発明の第 6 の実施形態に係る三脚鉗子の使用状態を示す説明図である。

【図 14】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波針状メスの変形例を示す要部概要図である。

【符号の説明】

20

【0055】

1, 16, 19, 56 高周波針状メス (内視鏡用処置具)

2, 21, 37, 45, 52 処置部

3, 36, 41, 51 コイルシース

3a, 36a, 36b, 41a, 41b, 51a, 51b, 51c 素線

5, 13, 18, 22, 42 樹脂チューブ (可撓管)

10 電源部

20, 30, 35 フックナイフ (内視鏡用処置具)

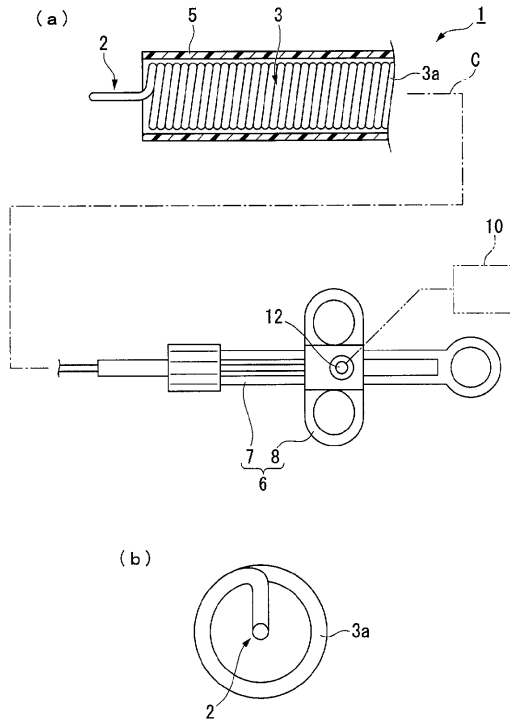
40 二脚鉗子 (内視鏡用処置具)

50 三脚鉗子 (内視鏡用処置具)

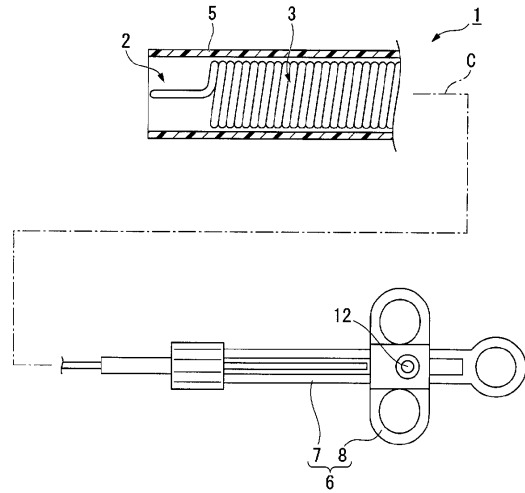
30

55 絶縁チップ (絶縁体)

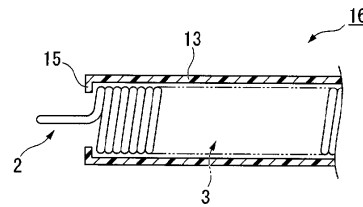
【図 1】



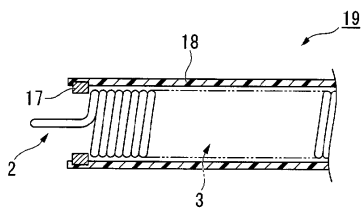
【図 2】



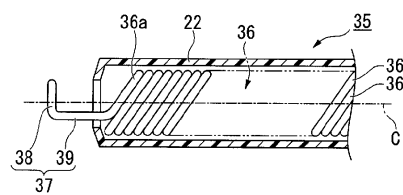
【図 3】



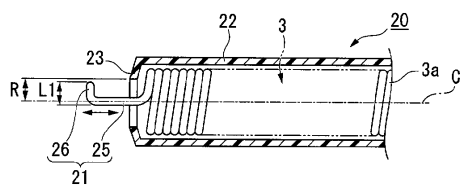
【図 4】



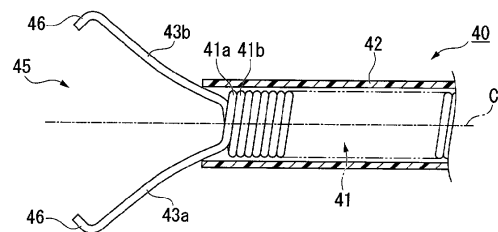
【図 7】



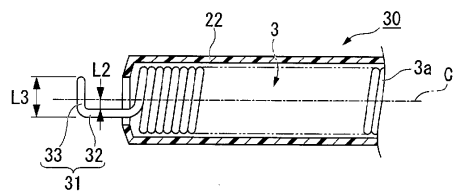
【図 5】



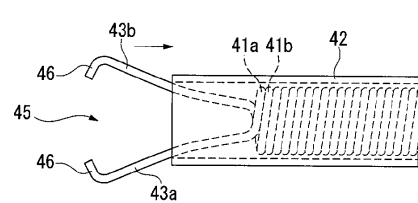
【図 8】



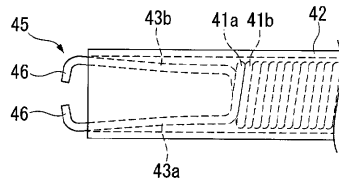
【図 6】



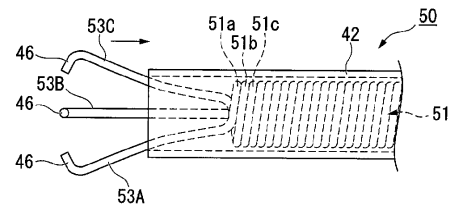
【図 9】



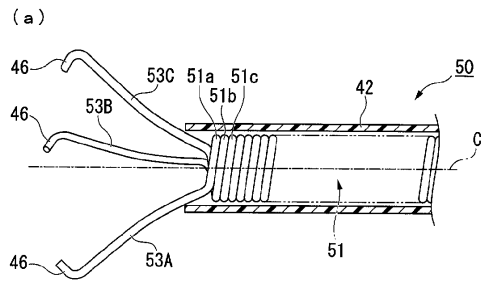
【図 10】



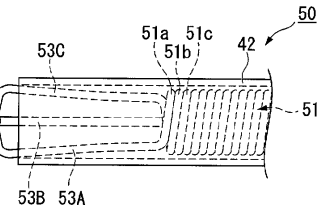
【図 12】



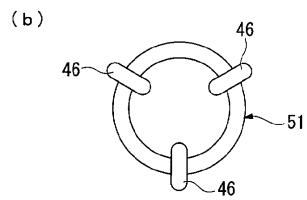
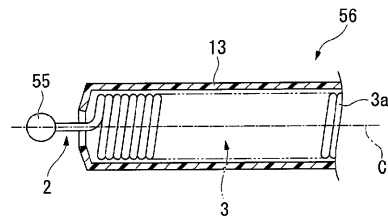
【図 11】



【図 13】



【図 14】



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

審査官 瀬戸 康平

(56)参考文献 特開2002-153485 (JP, A)

特開2004-173769 (JP, A)

特開2005-230132 (JP, A)

特開平11-510263 (JP, A)

特開2001-198139 (JP, A)

実開昭61-118309 (JP, U)

米国特許出願公開第2004/0167509 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

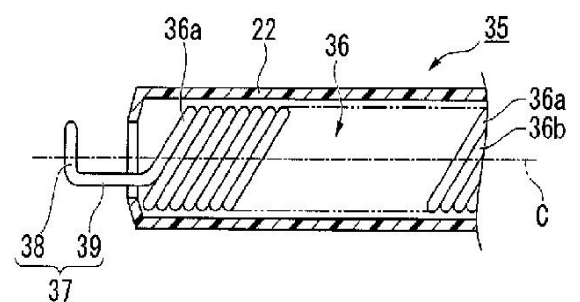
A61B 17/00, 18/12

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP4468925B2	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	JP2006183114	申请日	2006-07-03
[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		
发明人	鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK13 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/GG23 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK20 4C160/KK51 4C160/KK57 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09 4C161/GG15 4C161/HH57		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
审查员(译)	瀬戸康平		
其他公开文献	JP2008011898A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供治疗仪器，通过减少制造部件和工艺的数量，可以在短时间内轻松组装。
 ŽSOLUTION：内窥镜的治疗仪器应插入内窥镜的通道。处理器具有可以通电的电线3a，并且在电线3a的近端侧形成有线圈状的线圈护套3。线材3a的远端侧形成用于处理目标区域的处理部分2。Ž

7]



8]