

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5107484号
(P5107484)

(45) 発行日 平成24年12月26日(2012.12.26)

(24) 登録日 平成24年10月12日(2012.10.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-534470 (P2012-534470)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年2月27日 (2012. 2. 27)		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/JP2012/054777		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02012/118012	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成24年9月7日 (2012. 9. 7)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成24年7月30日 (2012. 7. 30)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	特願2011-45031 (P2011-45031)		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成23年3月2日 (2011. 3. 2)	(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
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗

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】

内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なシースと、
前記シースの先端側に設けられた処置部と、
前記処置部に接続されるとともに前記シースに挿通され、第1心材、および該第1心材を被覆する第1被覆部材からなる第1のワイヤと、
前記処置部を駆動させるために、前記処置部に接続されるとともに前記第1のワイヤに対し外周面が接し得る状態で相対移動可能に前記シースに挿通され、第2心材、および該第2心材を被覆するとともに前記第1被覆部材とは異なる表面状態を有する第2被覆部材からなる第2のワイヤと、
を備える内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記第1のワイヤは前記処置部に電力を供給するための給電ワイヤである請求項1に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記第1被覆部材と前記第2被覆部材とは外周面における摩擦係数が互いに異なる請求項1に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記第1被覆部材と前記第2被覆部材とは異なる材料から構成される請求項1に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記第 1 被覆部材の外周面には第一の凹凸パターンが形成されている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

前記第 2 被覆部材の外周面には前記第一の凹凸パターンの形成方法とは異なる形成方法により前記第一の凹凸パターンと形状が異なる第二の凹凸パターンが形成されている請求項 5 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 7】

前記第 1 被覆部材は電気絶縁性を有する材料からなる請求項 2 に記載の内視鏡用処置具

。

【請求項 8】

前記第 1 被覆部材と前記第 2 被覆部材とは外表面の微細構造が互いに異なる請求項 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。

本願は、2011年3月2日に日本に出願された特願2011-045031号に基づいて優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡を用いて手術を行う場合に使用される内視鏡用処置具が知られている。このような内視鏡用処置具の例として、たとえば特許文献1には、筒状に形成されたシース部材の内部に、一对の鉗子部材のそれぞれに先端が連結されるとともに相対移動可能な2つの操作ワイヤ（操作軸部材）が配置された処置具が記載されている。特許文献1に記載の処置具では、2つの操作ワイヤをそれぞれシース部材内で進退動作させることによって一对の鉗子部材を動作させるようになっている。

【0003】

また、特許文献2には、一对の鉗子部材を動作させるための操作ワイヤと、鉗子部材に対して高周波電流を通電させるための給電ワイヤとがそれぞれシース部材（コイルシース）内に配置された処置具（高周波処置具）が記載されている。特許文献2に記載の処置具では、操作ワイヤをシース部材内で進退動作させることによって一对の鉗子部材を開閉動作させるように構成されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-187号公報

【特許文献2】特開2010-17224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および特許文献2に記載の処置具では、シース部材の内部に配置された2つの操作ワイヤは、それらの外周面が互いに接し得る状態でシース部材内に配置されている。このため、一对の鉗子部材を動作させるときに2つの操作ワイヤが互いに摺動する場合がある。

また、特許文献2に記載の処置具では、一对の鉗子部材を開閉動作させるときに操作ワイヤと給電ワイヤとが摺動する。

【0006】

シース部材内で相対移動する各ワイヤが互いに摺動する場合には、各ワイヤの間に摩擦抵抗が生じ、各ワイヤを相対移動させるために必要な作動力がこの摩擦抵抗の分だけ大き

10

20

30

40

50

くなくなってしまう。

このため、特許文献 1 や特許文献 2 に記載の処置具では、一对の鉗子部材を動作させるときに必要な作動力が大きい。

【0007】

本発明は、作動力の量が少なくても動作す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】

【0008】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の第一の態様に係る内視鏡用処置具は、内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なシースと、前記シースの先端側に設けられた処置部と、前記処置部に接続されるとともに前記シースに挿通され、第 1 心材、および該第 1 心材を被覆する第 1 被覆部材からなる第 1 のワイヤと、前記処置部を駆動させるために、前記処置部に接続されるとともに前記第 1 のワイヤに対し外周面が接し得る状態で相対移動可能に前記シースに挿通され、第 2 心材、および該第 2 心材を被覆するとともに前記第 1 被覆部材とは異なる表面状態を有する第 2 被覆部材からなる第 2 のワイヤと、を備える内視鏡処置具である。

10

【0009】

また、前記第 1 のワイヤは前記処置部に電力を供給するための給電ワイヤであってもよい。

【0010】

また、前記第 1 被覆部材と前記第 2 被覆部材とは外周面における摩擦係数が互いに異なってもよい。

20

【0011】

また、前記第 1 被覆部材と前記第 2 被覆部材とは異なる材料から構成されていてもよい。

また、前記第 1 被覆部材の外周面には第一の凹凸パターンが形成されていてもよい。

【0012】

また、前記第二被覆部材の外周面には前記第一の凹凸パターンの形成方法とは異なる形成方法により前記第一の凹凸パターンと形状が異なる第二の凹凸パターンが形成されていてもよい。

30

【0013】

また、前記第 1 被覆部材は電気絶縁性を有する材料からなってもよい。

【0014】

また、前記第 1 被覆部材と前記第 2 被覆部材とは外表面の微細構造が互いに異なってもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明の内視鏡用処置具によれば、第一ワイヤの外周面の表面状態と第二ワイヤの外周面の表面状態とが異なることによって、第一ワイヤと第二ワイヤとの間の摺動抵抗を低減することができ、内視鏡用処置具にかかる作動力の量が少なくても動作する。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図 1】本発明の一実施形態の内視鏡用処置具を示す側面図である。

【図 2】同内視鏡用処置具の処置部近傍の構成を示す部分断面図である。

【図 3】同内視鏡用処置具における処置部の動作を説明するための図である。

【図 4】同内視鏡用処置具における処置部を示す部分断面図で、図 2 の A 矢視図である。

【図 5】同内視鏡用処置具における処置部を示す部分断面図で、図 4 の B 矢視図である。

【図 6】図 4 の C - C 線における断面図である。

【図 7】同実施形態の変形例の構成を示す図で、図 6 の D - D 線における断面図である。

50

【図 8】図 7 において符号 X で示す部分の拡大図である。

【図 9】同変形例における他の構成例を示す図で、図 7 において符号 X で示す部分に相当する部分を拡大して示す拡大図である。

【図 10】同実施形態の内視鏡用処置具の他の構成例を示す図で、図 7 において符号 X で示す部分に相当する部分を拡大して示す拡大図である。

【図 11】同実施形態の内視鏡用処置具のさらに他の構成例を示す図で、図 7 において符号 X で示す部分に相当する部分を拡大して示す拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明に係る一実施形態の内視鏡用処置具 1 について説明する。図 1 は、本実施形態の内視鏡用処置具 1 を示す側面図である。図 2 は、内視鏡用処置具 1 の処置部 2 近傍の構成を示す部分断面図である。図 3 は、内視鏡用処置具 1 における処置部 2 の動作を説明するための図である。

10

本実施形態の内視鏡用処置具 1 は、生体組織に対して処置を行う医療用の処置具である。内視鏡用処置具 1 は、内視鏡の処置具チャンネルに挿通され、内視鏡とともに使用される。

【0018】

図 1 および図 2 に示すように、内視鏡用処置具 1 は、生体組織に対して処置を行う処置部 2 と、処置部 2 が先端に取り付けられた長尺な可撓性の挿入部 12 と、挿入部 12 の基端に設けられた操作部 16 と、挿入部 12 内に設けられた操作ワイヤ 22（第一ワイヤ）及び給電ワイヤ 25（第二ワイヤ）とを備える。

20

【0019】

図 2 に示すように、処置部 2 は、生体組織を把持する一对の鉗子部材 3（第一鉗子部材 3a、第二鉗子部材 3b）と、操作ワイヤ 22 の先端に固定された伝達部材 9 と、一对の鉗子部材 3 と伝達部材 9 とを連結する一組のリンク部材 11（第一リンク部材 11a、第二リンク部材 11b）と、一对の鉗子部材 3 を開閉可能に支持するカバー部材 7 とを有する。

【0020】

第一鉗子部材 3a は、生体組織に対して高周波電流を通電させるための線状の切開電極 4 を有する。切開電極 4 は、給電ワイヤ 25 と電気的に接続されており、給電ワイヤ 25 を通じて高周波電流が供給されるように構成される。また、第一鉗子部材 3a は、切開電極 4 と、第一鉗子部材 3a と給電ワイヤ 25 との接続部分との 2 箇所を除く外面に、絶縁性を有する材料によるコーティングが施されている。

30

本実施形態の内視鏡用処置具 1 において、切開電極 4 へ供給された高周波電流は、内視鏡用処置具 1 を使用する対象となる患者の体を伝わって後述する対極板 31（図 1 参照）へと流れる。すなわち、本実施形態の内視鏡用処置具 1 はいわゆるモノポーラ型の高周波処置具である。

【0021】

第二鉗子部材 3b は、第一鉗子部材 3a の切開電極 4 に向けられ鋸歯状の凹凸が形成された鉗子面 5 を有している。

40

第一鉗子部材 3a と第二鉗子部材 3b とは、連結軸部 6 において互いに回動自在に連結されている。連結部材の両端はカバー部材 7 に連結されている（図 4 参照）。

【0022】

図 4 は、内視鏡用処置具 1 の部分断面図であって、図 2 の A 矢視図である。

図 2 および図 4 に示すように、カバー部材 7 は、後述する内コイルシース 15 に固定される。カバー部材 7 は、挿入部 12 の最外層を構成する外シース 13 に対しては外シース 13 の中心軸線回りに回動自在に構成される。これにより、挿入部 12 内で内コイルシース 15 をその中心軸線回りに回動させると、カバー部材 7 および一对の鉗子部材 3 は内コイルシース 15 の回転と連動して回転する。

図 2 に示すように、カバー部材 7 と外シース 13 との間には、外シース 13 の内周面に

50

固定されているとともにカバー部材 7 が回転自在に挿通された略筒状の支持部材 8 が設けられている。

【 0 0 2 3 】

伝達部材 9 は、カバー部材 7 の内部に設けられており、基端の一部は後述する内コイルシース 1 5 の内部に挿入可能に構成される。伝達部材 9 の先端は、第一リンク部材 1 1 a および第二リンク部材 1 1 b とピン 1 0 により回転自在に連結されている。

【 0 0 2 4 】

第一リンク部材 1 1 a および第二リンク部材 1 1 b は、伝達部材 9 に対してピン 1 0 によって回転自在に連結されているとともに、第一鉗子部材 3 a および第二鉗子部材 3 b にそれぞれ回転自在に連結されている。第一リンク部材 1 1 a および第二リンク部材 1 1 b によって、操作ワイヤ 2 2 を挿入部 1 2 の中心軸線方向へ進退させる作動力（押圧力および牽引力）の量は、一对の鉗子部材 3 を開閉させる動力に変換される。

【 0 0 2 5 】

挿入部 1 2 は、チューブ状の樹脂から形成された外シース 1 3 と、外シース 1 3 の内部に挿通された外コイルシース 1 4 と、外コイルシース 1 4 の内部に挿通された内コイルシース 1 5 とを備える。

【 0 0 2 6 】

外シース 1 3 は、挿入部 1 2 の内部に体液などが進入しないようにする目的で挿入部 1 2 に設けられた部材であり、可撓性を有している。

外コイルシース 1 4 は、断面円形に形成された金属線材がコイル状に巻かれて形成されたシースであり、可撓性を有する。

内コイルシース 1 5 は、断面が長方形に形成された金属線材がコイル状に巻かれて形成された平コイルシースであり、可撓性を有する。

【 0 0 2 7 】

内コイルシース 1 5 の先端は外コイルシース 1 4 の先端にたとえばロウ付けやレーザー溶接等によって固定されている。これにより、内コイルシース 1 5 と外コイルシース 1 4 とは外シース 1 3 に対して一体に回転する。

【 0 0 2 8 】

本実施形態では、外コイルシース 1 4 と内コイルシース 1 5 とが外シース 1 3 内に同心状に配置されている。このため、挿入部 1 2 の中心軸線方向の耐圧縮性と、挿入部 1 2 の中心軸線回りの回転追従性とを両立することができる。また、挿入部 1 2 は全体として可撓性を有し、軟性内視鏡の処置具チャンネルに挿入することができる。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、操作部 1 6 は、筒状の本体部 1 7 と、外コイルシース 1 4 および内コイルシース 1 5 の基端が固定された棒状の回転操作体 1 8 と、回転操作体 1 8 の長手軸方向に進退動作可能に連結されたスライダ 2 1 とを有する。

【 0 0 3 0 】

本体部 1 7 は、外シース 1 3 の基端が固定されているとともに、外コイルシース 1 4 および内コイルシース 1 5 が内部に回転自在に挿通されている。

【 0 0 3 1 】

回転操作体 1 8 は、本体部 1 7 に対して回転自在に連結されており、図 2 に示す外コイルシース 1 4、内コイルシース 1 5、操作ワイヤ 2 2、および給電ワイヤ 2 5 を、本体部 1 7 に対して一体に回転させることができる。また、図 1 に示すように、回転操作体 1 8 には、給電ワイヤ 2 5 に対して高周波電流（電気エネルギー）を供給する高周波電源装置 3 0（給電装置）に接続可能な端子部 1 9 が設けられている。端子部 1 9 には、給電ワイヤ 2 5 の基端 2 5 b が固定されている。また、回転操作体 1 8 の基端には、内視鏡用処置具 1 を使用するユーザが指を掛けるためのリング状の指掛け部 2 0 が形成されている。

【 0 0 3 2 】

本実施形態では、高周波電源装置 3 0 には、内視鏡用処置具 1 を使用する対象となる患者の体表に貼り付けて使用する対極板 3 1 が設けられている。これにより、内視鏡用処置

10

20

30

40

50

具 1 の切開電極 4 へ供給された高周波電流は、患者の体を通じて対極板 3 1 へ流れる。

【 0 0 3 3 】

スライダ 2 1 は、内視鏡用処置具 1 を使用するユーザが指を掛けることができるように外面が窪んで形成されている。スライダ 2 1 には、操作ワイヤ 2 2 の基端 2 2 b が固定されている。ユーザの操作によってスライダ 2 1 が回転操作体 1 8 の長手軸方向へ移動する。その結果、ユーザがスライダ 2 1 に掛けた力が操作ワイヤ 2 2 に伝わって操作ワイヤ 2 2 がその中心軸線方向に進退動作するように構成されている。

【 0 0 3 4 】

操作部 1 6 は、スライダ 2 1 が回転操作体 1 8 に対して進退動作されることにより、一対の鉗子部材 3 を開閉動作させるための動力を操作ワイヤ 2 2 を介して処置部 2 へ伝達する。本実施形態において、ユーザがスライダ 2 1 を進退動作させるときにスライダ 2 1 にかける力が、内視鏡用処置具 1 における作動力の量である。

【 0 0 3 5 】

図 5 は、内視鏡用処置具 1 の部分断面図であって、図 4 の B 矢視図である。図 6 は、図 4 の C - C 線における断面図である。

図 2 および図 6 に示すように、操作ワイヤ 2 2 および給電ワイヤ 2 5 は、挿入部 1 2 における内コイルシース 1 5 の内部に互いに略平行に並べて配置されている。また、本実施形態では、挿入部 1 2 の外形を細径とする目的で、内コイルシース 1 5 には、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 と収容スペースを仕切る仕切りは設けられていない。このため、操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とは内コイルシース 1 5 内で互いに接し得る状態に構成される。

【 0 0 3 6 】

操作ワイヤ 2 2 は、先端 2 2 a が処置部 2 の伝達部材 9 に固定され（図 2 参照）、基端 2 2 b が操作部 1 6 のスライダ 2 1 に固定されている（図 1 参照）。操作ワイヤ 2 2 は、線状に形成された第一心材 2 3 と、第一心材 2 3 の外周面に被覆された絶縁性の第一被覆部材 2 4 とを有する。

第一心材 2 3 の材料としては、中心軸線方向へ押圧したときの耐圧縮性が高く、中心軸線方向へ牽引したときの伸びが少ない可撓性材料を採用することができる。たとえば、第一心材 2 3 としては、金属あるいは合金製の細線材などを採用することができる。

【 0 0 3 7 】

第一被覆部材 2 4 は、絶縁性を有する材料によって形成されている。たとえば、第一被覆部材 2 4 の材料としては、ポリエチレン（PE）、PE エラストマー、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、あるいはフッ素樹脂を採用することができる。フッ素樹脂の具体例としては、たとえば、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、パーフルオロアルコキシアルカン（PFA）、パーフルオロエチレンプロペンコポリマー（FEP）などを採用することができる。

【 0 0 3 8 】

図 1 および図 4 に示すように、給電ワイヤ 2 5 は、先端 2 5 a が処置部 2 の第一鉗子部材 3 a に固定されており、基端 2 5 b が操作部 1 6 の端子部 1 9 に固定されている。

図 5 および図 6 に示すように、給電ワイヤ 2 5 は、導体から構成される第二心材 2 6 と、第二心材 2 6 の外周面に被覆された絶縁性の第二被覆部材 2 7 とを有する。本実施形態では、絶縁性の第二被覆部材 2 7 が設けられていることによって、給電ワイヤ 2 5 は操作ワイヤ 2 2 に対して絶縁されている。また、上述の第一被覆部材 2 4 も絶縁性を有していることにより、給電ワイヤ 2 5 と操作ワイヤ 2 2 との絶縁性がさらに高められている。

【 0 0 3 9 】

第二心材 2 6 の材料としては、高周波電流を通電させることができる材料を採用することができる。たとえば、第二心材 2 6 としては、金属あるいは合金製の細線材を採用することができる。本実施形態では、給電ワイヤ 2 5 の第二心材 2 6 が処置部 2 および端子部 1 9 に固定されており、端子部 1 9 から第二心材 2 6 を通じて第一鉗子部材 3 a の切開電極 4 へ高周波電流を供給することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

第二被覆部材 2 7 は、第一被覆部材 2 4 とは異なる種類の材料によって構成されている。第二被覆部材 2 7 の材料は、ポリエチレン (P E)、P E エラストマー、ポリエーテルエーテルケトン (P E E K)、およびフッ素樹脂の中から、第一被覆部材 2 4 に採用した材料とは異なる材料を選択することができる。なお、第一被覆部材 2 4 としてフッ素樹脂を採用した場合に、第一被覆部材 2 4 の材料とは組成が異なるフッ素樹脂を第二被覆部材 2 7 の材料として採用することもできる。すなわち、第一被覆部材 2 4 と第二被覆部材 2 7 との材料の組み合わせとしては、第一心材 2 3 および第二心材 2 6 にそれぞれ第一被覆部材 2 4 および第二被覆部材 2 7 を被覆した後において、第一被覆部材 2 4 および第二被覆部材 2 7 の表面状態が互いに異なる材料の組み合わせが選択される。

10

【 0 0 4 1 】

第一被覆部材 2 4 および第二被覆部材 2 7 の表面状態が互いに異なっていることによつて、第一被覆部材 2 4 の外周面と第二被覆部材 2 7 の外周面との間の摩擦係数は、第一被覆部材 2 4 同士の摩擦係数と第二被覆部材 2 7 同士の摩擦係数との何れとも異なる。

【 0 0 4 2 】

本実施形態では、給電ワイヤ 2 5 の先端 2 5 a は第一鉗子部材 3 a およびカバー部材 7 を介して挿入部 1 2 の先端に連結されており、給電ワイヤ 2 5 の基端 2 5 b は操作部 1 6 の回転操作体 1 8 に対して固定されている。このため、操作ワイヤ 2 2 が挿入部 1 2 内で進退動作可能であるのに対して、給電ワイヤ 2 5 は挿入部 1 2 内で進退動作しない。このように、回転操作体 1 8 に対してスライダ 2 1 を進退動作させることにより、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とは相対移動する。

20

【 0 0 4 3 】

次に、内視鏡用処置具 1 の作用について説明する。

内視鏡用処置具 1 の使用時には、内視鏡用処置具 1 の使用者は、図 1 に示す操作部 1 6 のスライダ 2 1 を回転操作体 1 8 に対して進退動作させる。これにより、一对の鉗子部材 3 に対して操作ワイヤ 2 2 を介して作動力がかかる。一对の鉗子部材 3 が閉状態にあるときに操作ワイヤ 2 2 を挿入部 1 2 の先端側へと移動させると、一对の鉗子部材 3 は開く (図 3 参照)。逆に、一对の鉗子部材 3 が開状態にあるときに操作ワイヤ 2 2 を挿入部 1 2 の基端側へと移動させると、一对の鉗子部材 3 は閉じる。

また、一对の鉗子部材 3 のうち切開電極 4 が形成された第一鉗子部材 3 a に固定された給電ワイヤ 2 5 は、一对の鉗子部材 3 が開閉動作しても内コイルシース 1 5 内では移動しない。

30

このため、一对の鉗子部材 3 を開閉動作させる目的で操作ワイヤ 2 2 を内コイルシース 1 5 内で進退させると、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とは相対移動する。また、このとき、操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とは摺動する。

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、操作ワイヤ 2 2 の被覆部材と、給電ワイヤ 2 5 の被覆部材とは、異なる材料によって構成される。操作ワイヤ 2 2 の外周面の表面状態と給電ワイヤ 2 5 の外周面の表面状態とは、それぞれを構成する材料の点で互いに異なる。すなわち、本実施形態では、操作ワイヤ 2 2 の外周面の微細構造と、給電ワイヤ 2 5 の外周面の微細構造とが互いに異なる。

40

【 0 0 4 5 】

たとえば操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とが同じ材料で同様な形状に形成されていると、操作ワイヤ 2 2 の外周面の微細構造と給電ワイヤ 2 5 の外周面の微細構造とは略同様となる。このような場合には、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とが互いに接触したときに、操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とが互いに嵌合したり密着したりする場合がある。

【 0 0 4 6 】

操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とが互いに嵌合したり密着したりした場合には、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とが互いに接していない場合よりも、操作

50

ワイヤ 2 2 を進退動作させて一対の鉗子部材 3 を開閉させるために必要な作働力量が増加する。具体的には、作動力の量は、操作ワイヤ 2 2 の被覆部材と給電ワイヤ 2 5 の被覆部材との間の摩擦抵抗の分だけ増加する。

【 0 0 4 7 】

これに対して、本実施形態では、操作ワイヤ 2 2 の外周面の微細構造と給電ワイヤ 2 5 の外周面の微細構造とが互いに異なっているので、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との互いの外周面が接触しても、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との互いの外周面の間には、その全長に亘って複数の微細な隙間が生じている。これにより、操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とは嵌合したり密着したりし難い構成である。

【 0 0 4 8 】

その結果、操作ワイヤ 2 2 の第一被覆部材 2 4 と給電ワイヤ 2 5 の第二被覆部材 2 7 とを互いに異なる材料によって構成することにより、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とが互いに接する場合でも、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との間の摩擦抵抗を少なくすることができる。これにより、操作ワイヤ 2 2 の被覆部材の材料と給電ワイヤ 2 5 の被覆部材の材料とが同じ材料である場合よりも小さい作動力の量で操作ワイヤ 2 2 を進退動作させることができる。

【 0 0 4 9 】

また、第一被覆部材 2 4 と第二被覆部材 2 7 との材質が異なることによっても、第一被覆部材 2 4 の外面と第二被覆部材 2 7 の外面との間の摩擦抵抗が少なくなる。

【 0 0 5 0 】

このように、本実施形態の内視鏡用処置具 1 によれば、操作ワイヤ 2 2 の外周面の表面状態と給電ワイヤ 2 5 の外周面の表面状態とが異なることによって、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との間の摺動抵抗を低減することができ、内視鏡用処置具 1 にかける作動力の量が少なくても動作する。

【 0 0 5 1 】

また、第一心材 2 3 に第一被覆部材 2 4 が被覆されることにより操作ワイヤ 2 2 が構成され、第二心材 2 6 に第二被覆部材 2 7 が被覆されることにより給電ワイヤ 2 5 が構成されるので、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との間の絶縁性が高い。

【 0 0 5 2 】

第一被覆部材 2 4 の外周面と第二被覆部材 2 7 の外周面とにおける微細構造の違いによって摩擦係数が上述のように互いに異なっているので、第一被覆部材 2 4 の外周面と第二被覆部材 2 7 の外周面とが嵌合したり密着したりする可能性を低減することができる。

【 0 0 5 3 】

また、第一被覆部材 2 4 の材料と第二被覆部材 2 7 の材料とが互いに異なっているので、表面状態が互いに異なる被覆部材を容易に構成することができる。

【 0 0 5 4 】

(変形例)

次に、本実施形態の内視鏡用処置具 1 の変形例について説明する。

図 7 は、本変形例における内視鏡用処置具 1 の一部の構成を示す図で、図 6 の D - D 線における断面図である。図 8 は、図 7 において符号 X で示す部分の拡大図である。

図 7 に示すように、本実施形態では、操作ワイヤ 2 2 に代えて操作ワイヤ 2 2 A が設けられている点が異なる。

【 0 0 5 5 】

操作ワイヤ 2 2 A は、第一心材 2 3 と第一被覆部材 2 4 A とを有する。

第一被覆部材 2 4 A は、上述の第一被覆部材 2 4 とは異なり、外周面に第一凹凸パターン 4 0 が形成される。第一凹凸パターン 4 0 は、第一心材 2 3 に第一被覆部材 2 4 A を被覆する工程においてたとえばエンボス加工などにより成形される。本実施形態における第一凹凸パターン 4 0 は、第一被覆部材 2 4 A の外周面から径方向内側へ窪んだ複数のディンプル 4 1 が形成されたパターンである。なお、第一凹凸パターン 4 0 における各ディンプル 4 1 の深さは、第一被覆部材 2 4 A において第一心材 2 3 を露出させる穴が開かない

10

20

30

40

50

程度の深さとなるように成形時に調整される。

【 0 0 5 6 】

図 8 に示すように、本変形例では、第一凹凸パターン 4 0 が操作ワイヤ 2 2 A の外周面に形成されている。これにより、操作ワイヤ 2 2 A の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とが接しても、ディンプル 4 1 において、操作ワイヤ 2 2 A の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面との間には隙間が生じている。このため、操作ワイヤ 2 2 A の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面は密着せず、上述の内視鏡用処置具 1 と同様に作動力の量が少なくても処置部 2 を動作させることができる。

【 0 0 5 7 】

また、本変形例の場合には、第一凹凸パターン 4 0 として形成された各ディンプル 4 1 によって第一被覆部材 2 4 A の外周面と第二被覆部材 2 7 の外周面の摩擦抵抗を変化させているので、第一被覆部材 2 4 A と第二被覆部材 2 7 とが同じ材料によって構成されていてもよい。

10

【 0 0 5 8 】

図 9 は、上述の変形例における他の構成例を示す図で、図 7 において符号 X で示す部分に相当する部分の拡大図である。

図 9 に示すように、上述の第 1 実施形態で説明した操作ワイヤ 2 2 と、本変形例の第一凹凸パターン 4 0 が形成された第二被覆部材 2 7 A を有する給電ワイヤ 2 5 A との組み合わせであっても本変形例と同様の効果を奏する。

【 0 0 5 9 】

20

また、上記変形例のさらに他の構成例としては、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 との両方の外周面に互いに異なる 2 種類の凹凸パターン（第一凹凸パターンおよび第二凹凸パターン）が形成されていてもよい。

たとえば、第一凹凸パターンを有する第一被覆部材 2 4 と、第二凹凸パターンを有する第二被覆部材 2 7 とは、形成されている各ディンプルの開口径や、複数のディンプルの密度などを異ならせるように、互いに異なる形成方法によって操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とのそれぞれに被覆される。

【 0 0 6 0 】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

30

図 1 0 および図 1 1 は、上述の実施形態の内視鏡用処置具 1 における他の構成例をそれぞれ示す図で、図 7 において符号 X で示す部分に相当する部分を拡大して示す拡大図である。

図 1 0 および図 1 1 に示すように、操作ワイヤ 2 2 と給電ワイヤ 2 5 とのいずれか一方のみを被覆されたワイヤとしても、操作ワイヤ 2 2 の外周面と給電ワイヤ 2 5 の外周面とのそれぞれの表面状態は異なり、上述の実施形態および変形例に示したのと同様の効果を奏する。

【 0 0 6 1 】

また、上述の実施形態では、通電される必要がない操作ワイヤ 2 2 と、高周波電流が通電される給電ワイヤ 2 5 とが設けられたモノポーラ型の構成を例示したが、本実施形態の内視鏡用処置具の構成はモノポーラには限られない。たとえば、高周波電流が通電される二本一組の給電ワイヤが挿入部内に配置されたいわゆるバイポーラ型の内視鏡用処置具においても、本発明を好適に適用することができ、上述した本発明の効果を奏する。

40

【 0 0 6 2 】

また、上述の実施形態では 2 本のワイヤが筒状部材の内部に配置されている例を示したが、3 本以上のワイヤが 1 つの筒状部材の内部に配置されていてもよい。この場合には、3 本以上のワイヤのそれぞれの外周面のうち、互いに接し得る外周面の表面状態が互いに異なるように構成すれば、本発明の効果を奏する。

【 0 0 6 3 】

また、上述の各実施形態及び変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成

50

することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0064】

本発明の内視鏡用処置具によれば、第一ワイヤの外周面の表面状態と第二ワイヤの外周面の表面状態とが異なることによって、第一ワイヤと第二ワイヤとの間の摺動抵抗を低減することができる。

【符号の説明】

【0065】

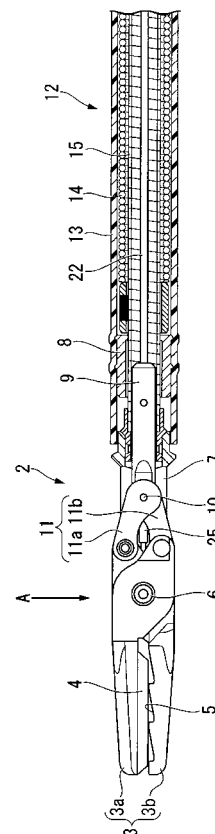
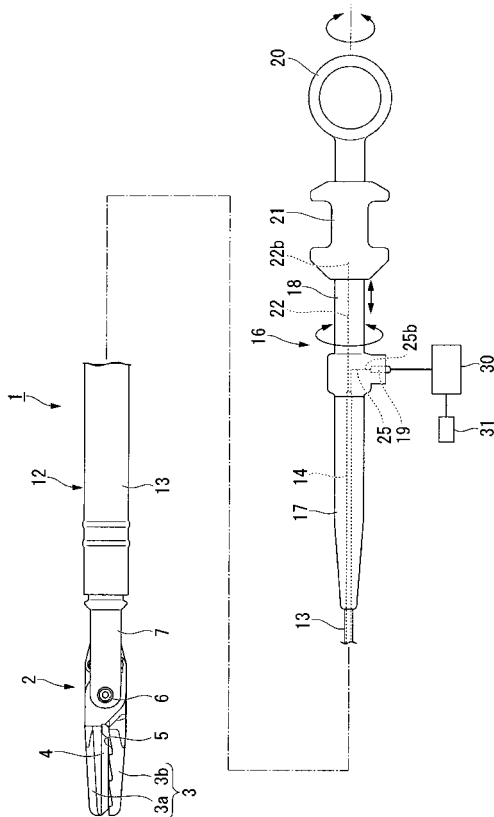
- 1 内視鏡用処置具
- 2 処置部
- 3 鉗子部材
- 4 切開電極
- 12 挿入部（筒状部材）
- 13 外シース
- 14 外コイルシース
- 15 内コイルシース
- 16 操作部
- 21 スライダ
- 22、22A 操作ワイヤ
- 23 第一心材
- 24、24A 第一被覆部材
- 25、25A 給電ワイヤ
- 26 第二心材
- 27 第二被覆部材
- 40 第一凹凸パターン

10

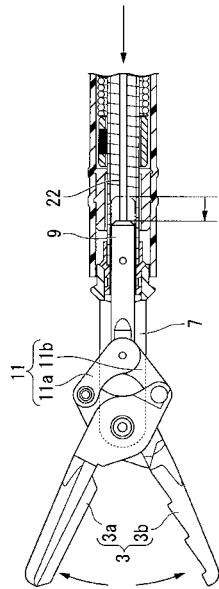
20

【図1】

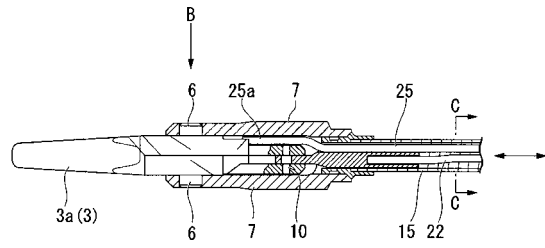
【図2】



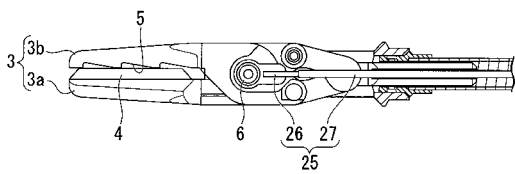
【 図 3 】



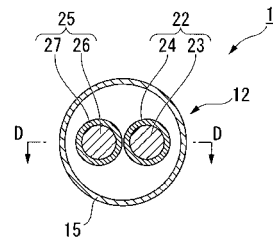
【 図 4 】



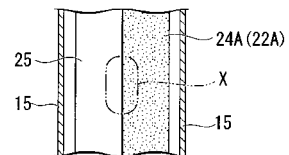
【 図 5 】



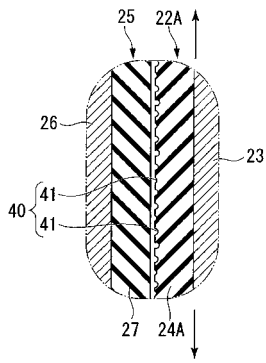
【 図 6 】



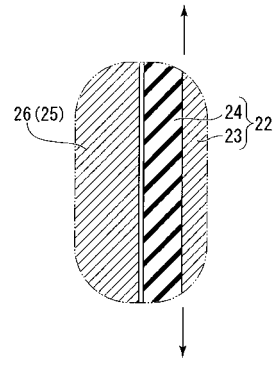
【 図 7 】



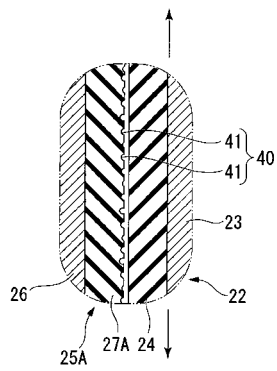
【 図 8 】



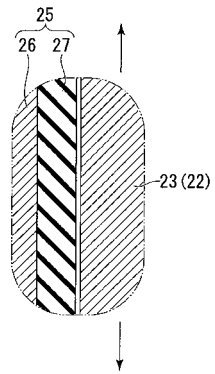
【 図 1 0 】



【 図 9 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(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 石川 薫

(56)参考文献 特開2010-17224(JP,A)

特開2000-271132(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5107484B2	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	JP2012534470	申请日	2012-02-27
[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		
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 惠		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1492		
FI分类号	A61B17/39		
代理人(译)	塔奈澄夫 鈴木史朗		
审查员(译)	石川馨		
优先权	2011045031 2011-03-02 JP		
其他公开文献	JPWO2012118012A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该内窥镜处理工具(1)是与内窥镜一起使用的内窥镜处理工具(1)，并且是可以插入内窥镜的处理工具通道的柔性插入部分(一种内窥镜处理工具(1)，包括操作线(22)和馈电线(25)，馈电线(25)设置成可相对于彼此移动，使得外周表面可彼此接触，它是用于内窥镜(1)的处理工具，其中22)的外周表面的表面状态和馈电线(25)的外周表面的表面状态不同。

