

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/118012

発行日 平成26年7月7日(2014.7.7)

(43) 国際公開日 平成24年9月7日(2012.9.7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号	特願2012-534470 (P2012-534470)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/054777	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
(22) 国際出願日	平成24年2月27日(2012.2.27)	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(11) 特許番号	特許第5107484号 (P5107484)	(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
(45) 特許公報発行日	平成24年12月26日(2012.12.26)	(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
(31) 優先権主張番号	特願2011-45031 (P2011-45031)	(74) 代理人	100129403 弁理士 増井 裕士
(32) 優先日	平成23年3月2日(2011.3.2)	(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

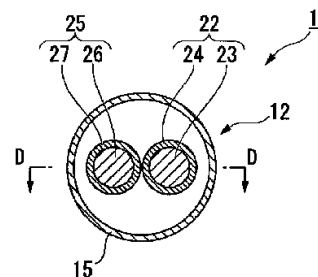
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【要約】

この内視鏡用処置具(1)は、内視鏡とともに使用される内視鏡用処置具(1)であって、内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能な可撓性の挿入部(12)の内部に互いの外周面が接し得る状態で相対移動可能に配置された操作ワイヤ(22)および給電ワイヤ(25)を備える内視鏡用処置具(1)であって、操作ワイヤ(22)の外周面の表面状態と給電ワイヤ(25)の外周面の表面状態とが異なる内視鏡用処置具(1)である。

【図6】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡とともに使用される内視鏡用処置具であって、

前記内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能な可撓性の筒状部材の内部に互いの外周面が接し得る状態で相対移動可能に配置された第一ワイヤおよび第二ワイヤを備え、

前記第一ワイヤの外周面の表面状態と前記第二ワイヤの外周面の表面状態とが異なる内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記第一ワイヤは、

第一心材と、

前記第二ワイヤの外周面の表面状態と異なる表面状態を有し前記第一心材を被覆する第一被覆部材と、

を有している請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 3】

前記第二ワイヤは、

第二心材と、

前記第一被覆部材の外周面の表面状態と異なる表面状態を有し前記第二心材を被覆する第二被覆部材と、

を有している請求項 2 に記載の内視鏡用処置具。

20

【請求項 4】

前記第一被覆部材と前記第二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 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記第一被覆部材と前記第二被覆部材とは異なる材料から構成される請求項 4 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

前記第一被覆部材の外周面には第一凹凸パターンが形成されている請求項 4 または 5 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 7】

前記第二被覆部材の外周面には前記第一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凹凸パターンと形状が異なる第二凹凸パターンが形成されている請求項 6 に記載の内視鏡用処置具。

30

【請求項 8】

前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの少なくともいずれかは導電性を有する請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 9】

前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの一方は導電性を有しているとともに前記一方に電気エネルギーを供給する給電装置に電氣的に接続可能であり、

前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの他方は前記一方に対して絶縁され、

前記一方に電氣的且つ機械的に接続されているとともに前記他方に機械的に接続されており前記一方を通じて前記給電装置から給電される前記電気エネルギーを用いて生体組織に対して処置を行う処置部と、前記他方に機械的に接続され前記他方を介して前記処置部に対して動力を伝達する操作部とをさらに備える

40

請求項 1 から 8 のいずれか一項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。

50

【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てい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。

10

【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】

20

【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くなってしまふ。

30

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。

40

本発明の第一の態様に係る内視鏡用処置具は、内視鏡とともに使用される内視鏡用処置具であって、前記内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能な可撓性の筒状部材の内部に互いの外周面が接し得る状態で相対移動可能に配置された第一ワイヤおよび第二ワイヤを備え、前記第一ワイヤの外周面の表面状態と前記第二ワイヤの外周面の表面状態とが異なる内視鏡用処置具である。

【0009】

また、本発明の第二の態様では、前記第一ワイヤは、第一心材と、前記第二ワイヤの外周面の表面状態と異なる表面状態を有し前記第一心材を被覆する第一被覆部材と、を有している。

【0010】

50

また、本発明の第三の態様では、前記第二ワイヤは、第二心材と、前記第一被覆部材の外周面の表面状態と異なる表面状態を有し前記第二心材を被覆する第二被覆部材と、を有している。

【0011】

また、本発明の第四の態様では、前記第一被覆部材と前記第二被覆部材とは外周面における摩擦係数が互いに異なる。

また、本発明の第五の態様では、前記第一被覆部材と前記第二被覆部材とは異なる材料から構成される。

また、本発明の第六の態様は、前記第四または第五の態様のいずれか一つの態様に係る内視鏡用処置具において、前記第一被覆部材の外周面には第一凹凸パターンが形成されている。

10

【0012】

また、本発明の第七の態様では、前記第六の態様に係る内視鏡用処置具において、前記第二被覆部材の外周面には前記第一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凹凸パターンと形状が異なる第二凹凸パターンが形成されている。

【0013】

また、本発明の第八の態様では、前記第一から第七の態様のいずれか一つの態様に係る内視鏡用処置具において、前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの少なくともいずれかは導電性を有している。

【0014】

20

また、本発明の第九の態様では、前記第一から第八の態様のいずれか一つの態様に係る内視鏡用処置具において、前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの一方は導電性を有しているとともに前記一方に電気エネルギーを供給する給電装置に電氣的に接続可能である。前記第一ワイヤと前記第二ワイヤとの他方は前記一方に対して絶縁される。この内視鏡用処置具は、さらに処置部と操作部とを備える。この処置部は、前記一方に電氣的且つ機械的に接続されているとともに前記他方に機械的に接続されており前記一方を通じて前記給電装置から給電される前記電気エネルギーを用いて生体組織に対して処置を行う。この操作部は、前記他方に機械的に接続され前記他方を介して前記処置部に対して動力を伝達する。

【発明の効果】

【0015】

30

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。

【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。

40

【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。

【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】

50

【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。

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。

10

【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。

20

【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と電氣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。

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。

30

【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。

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）。

40

【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の回動と連動して回動する。

40

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の内周面に固定されているとともにカバー部材7が回動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。

【0023】

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15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11aおよび第二リンク部材11bとピン10により回動自在に連結されている。

【0024】

第一リンク部材11aおよび第二リンク部材11bは、伝達部材9に対してピン10に

50

よって回動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 にそれぞれ回動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 】

10

20

30

40

50

操作部 16 は、スライダ 21 が回転操作体 18 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 22 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 21 を進退動作させるときにスライダ 21 にかかる力が、内視鏡用処置具 1 における作動力の量である。

【0035】

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 22 および給電ワイヤ 25 は、挿入部 12 における内コイルシース 15 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 12 の外形を細径とする目的で、内コイルシース 15 には、操作ワイヤ 22 と給電ワイヤ 25 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 22 の外周面と給電ワイヤ 25 の外周面とは内コイルシース 15 内で互いに接し得る状態に構成される。

10

【0036】

操作ワイヤ 22 は、先端 22a が処置部 2 の伝達部材 9 に固定され（図 2 参照）、基端 22b が操作部 16 のスライダ 21 に固定されている（図 1 参照）。操作ワイヤ 22 は、線状に形成された第一心材 23 と、第一心材 23 の外周面に被覆された絶縁性の第一被覆部材 24 とを有する。

第一心材 23 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 23 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。

20

【0037】

第一被覆部材 24 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 24 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。

【0038】

図 1 および図 4 に示すように、給電ワイヤ 25 は、先端 25a が処置部 2 の第一鉗子部材 3a に固定されており、基端 25b が操作部 16 の端子部 19 に固定されている。

30

図 5 および図 6 に示すように、給電ワイヤ 25 は、導体から構成される第二心材 26 と、第二心材 26 の外周面に被覆された絶縁性の第二被覆部材 27 とを有する。本実施形態では、絶縁性の第二被覆部材 27 が設けられていることによって、給電ワイヤ 25 は操作ワイヤ 22 に対して絶縁されている。また、上述の第一被覆部材 24 も絶縁性を有していることにより、給電ワイヤ 25 と操作ワイヤ 22 との絶縁性がさらに高められている。

【0039】

第二心材 26 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 26 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 25 の第二心材 26 が処置部 2 および端子部 19 に固定されており、端子部 19 から第二心材 26 を通じて第一鉗子部材 3a の切開電極 4 へ高周波電流を供給することができる。

40

【0040】

第二被覆部材 27 は、第一被覆部材 24 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 27 の材料は、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）、およびフッ素樹脂の中から、第一被覆部材 24 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 24 としてフッ素樹脂を採用した場合に、第一被覆部材 24 の材料とは組成が異なるフッ素樹脂を第二被覆部材 27 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 24 と第二被覆部材 27 との材料の組み合わせとしては、第一心材 23 および第二心材 26 にそれぞれ第一被覆

50

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。

【 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。

10

【 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。

20

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。

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。

30

【 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、操作ワイヤ 2 2 を進退動作させて一对の鉗子部材 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。

40

【 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

50

面と給電ワイヤ 25 の外周面とは嵌合したり密着したりし難い構成である。

【0048】

その結果、操作ワイヤ 22 の第一被覆部材 24 と給電ワイヤ 25 の第二被覆部材 27 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 22 と給電ワイヤ 25 とが互いに接する場合でも、操作ワイヤ 22 と給電ワイヤ 25 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 22 の被覆部材の材料と給電ワイヤ 25 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 22 を進退動作させることができる。

【0049】

また、第一被覆部材 24 と第二被覆部材 27 との材質が異なることによっても、第一被覆部材 24 の外面と第二被覆部材 27 の外面との間の摩擦抵抗が少なくなる。

10

【0050】

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 22 の外周面の表面状態と給電ワイヤ 25 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 22 と給電ワイヤ 25 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 にかかる作動力の量が少なくても動作する。

【0051】

また、第一心材 23 に第一被覆部材 24 が被覆されることにより操作ワイヤ 22 が構成され、第二心材 26 に第二被覆部材 27 が被覆されることにより給電ワイヤ 25 が構成されるので、操作ワイヤ 22 と給電ワイヤ 25 との間の絶縁性が高い。

20

【0052】

第一被覆部材 24 の外周面と第二被覆部材 27 の外周面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 24 の外周面と第二被覆部材 27 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。

【0053】

また、第一被覆部材 24 の材料と第二被覆部材 27 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。

【0054】

(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。

30

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 22 に代えて操作ワイヤ 22 A が設けられている点異なる。

【0055】

操作ワイヤ 22 A は、第一心材 23 と第一被覆部材 24 A とを有する。

第一被覆部材 24 A は、上述の第一被覆部材 24 とは異なり、外周面に第一凹凸パターン 40 が形成される。第一凹凸パターン 40 は、第一心材 23 に第一被覆部材 24 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 40 は、第一被覆部材 24 A の外周面から径方向内側へ窪んだ複数のディンプル 41 が形成されたパターンである。なお、第一凹凸パターン 40 における各ディンプル 41 の深さは、第一被覆部材 24 A において第一心材 23 を露出させる穴が開かない程度の深さとなるように成形時に調整される。

40

【0056】

図 8 に示すように、本変形例では、第一凹凸パターン 40 が操作ワイヤ 22 A の外周面に形成されている。これにより、操作ワイヤ 22 A の外周面と給電ワイヤ 25 の外周面とが接しても、ディンプル 41 において、操作ワイヤ 22 A の外周面と給電ワイヤ 25 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 22 A の外周面と給電ワイヤ 25 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。

50

【0057】

また、本変形例の場合には、第一凹凸パターン40として形成された各ディンプル41によって第一被覆部材24Aの外周面と第二被覆部材27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24Aと第二被覆部材27とが同じ材料によって構成されていてもよい。

【0058】

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22と、本変形例の第一凹凸パターン40が形成された第二被覆部材27Aを有する給電ワイヤ25A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。

10

【0059】

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22と給電ワイヤ25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24と、第二凹凸パターンを有する第二被覆部材27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22と給電ワイヤ25とのそれぞれに被覆される。

【0060】

20

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。

図10および図11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10および図11に示すように、操作ワイヤ22と給電ワイヤ25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22の外周面と給電ワイヤ25の外周面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。

【0061】

30

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22と、高周波電流が通電される給電ワイヤ25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。

【0062】

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。

40

【0063】

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。

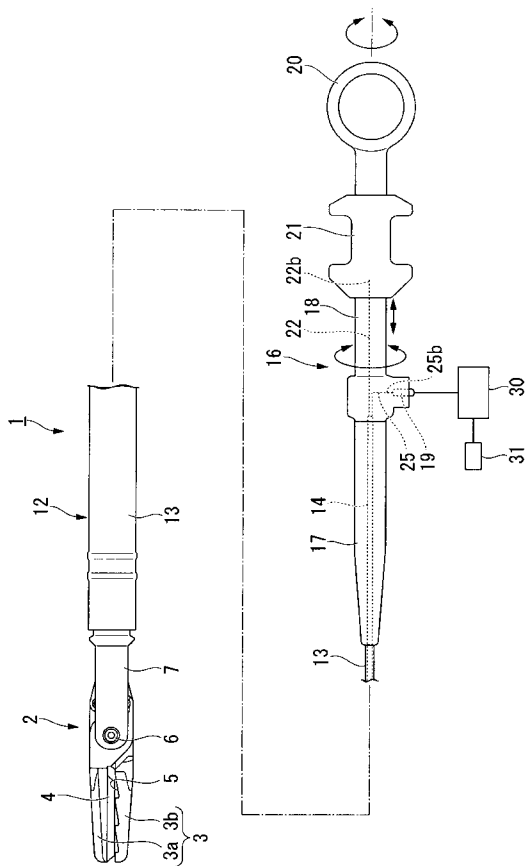
【符号の説明】

【0065】

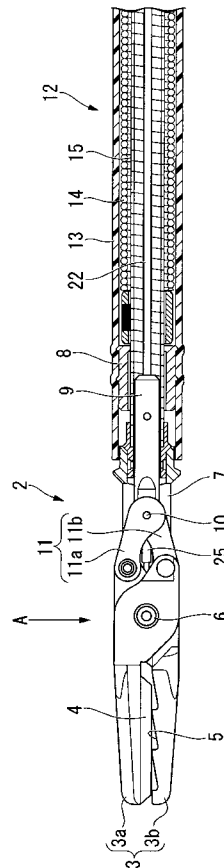
50

- 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

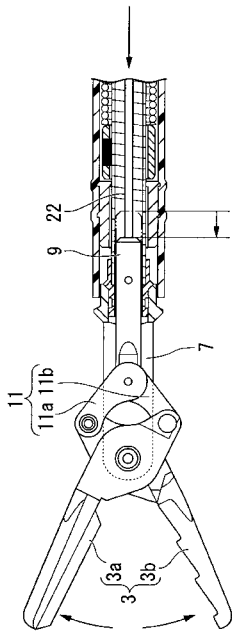
【 図 1 】



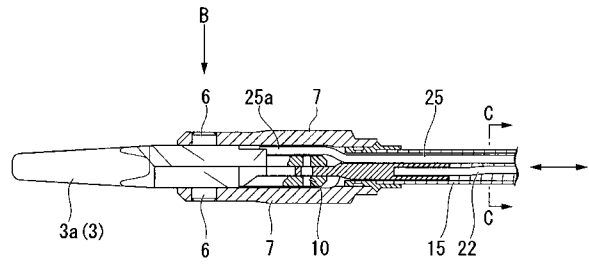
【 図 2 】



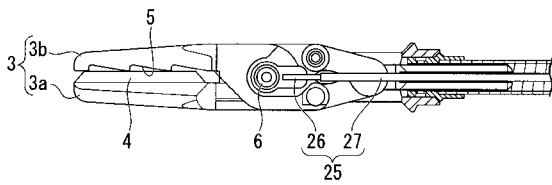
【 図 3 】



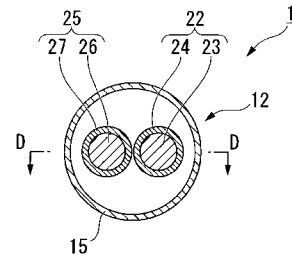
【 図 4 】



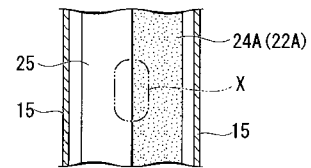
【 図 5 】



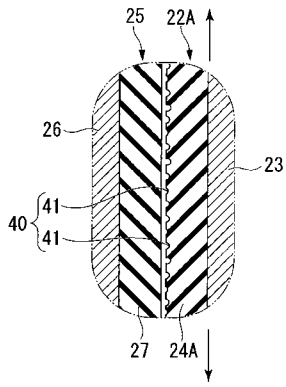
【 図 6 】



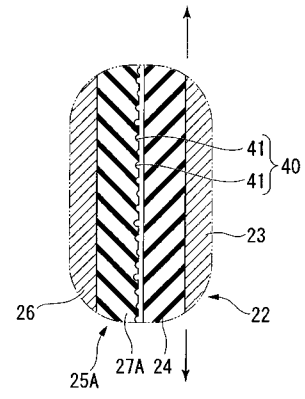
【 図 7 】



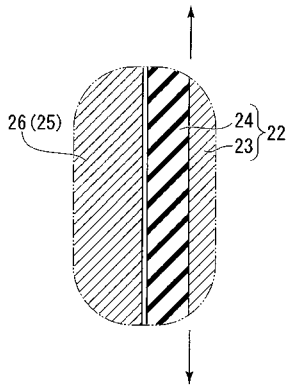
【 図 8 】



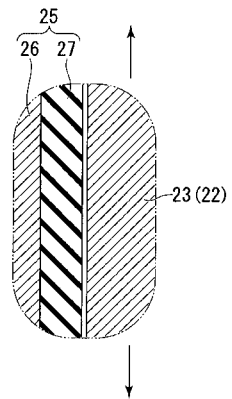
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【手続補正書】

【提出日】平成24年7月30日(2012.7.30)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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いるもよい。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

また、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てもよい。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/054777
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B18/12, A61B1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2010-017224 A (Olympus Medical Systems Corp.), 28 January 2010 (28.01.2010), paragraphs [0042] to [0048]; fig. 1, 8 & US 2011/0098703 A1 & EP 2308405 A1 & WO 2010/005006 A1	1-2, 8-9 3-7
A	JP 2000-271132 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 03 October 2000 (03.10.2000), paragraphs [0006], [0026] to [0034]; fig. 7 to 8 (Family: none)	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 March, 2012 (23.03.12)		Date of mailing of the international search report 03 April, 2012 (03.04.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 4 7 7 7									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/12, A61B1/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 2010-017224 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.01.28, 段落【0042】-【0048】、図1、図8 & US 2011/0098703 A1 & EP 2308405 A1 & WO 2010/005006 A1	1-2, 8-9 3-7									
A	JP 2000-271132 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.10.03, 段落【0006】、【0026】-【0034】、図7-8 (ファミリーなし)	1-9									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 23.03.2012		国際調査報告の発送日 03.04.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮崎 敏長	3 I 4860								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3346									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T, J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R, O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H, U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(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 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 木村 恵

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) 4C160 KK06 KK15 KK36 MM32 NN09

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JPWO2012118012A1	公开(公告)日	2014-07-07
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		
[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 A61B17/28		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1492		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/28.310		
F-TERM分类号	4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN09		
代理人(译)	塔奈澄夫 鈴木史朗		
优先权	2011045031 2011-03-02 JP		
其他公开文献	JP5107484B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

与内窥镜一起使用的内窥镜用处理器具(1)，其包括：操作线(22)和电源线(25)，其布置在能够插入手术室的柔性插入部(12)内。内窥镜的处理器具通道，并且电源线(25)能够在与操作线接触的状态下与操作线(22)相对地移动。另外，操作线(22)和电源线(25)的外周面条件互不相同。

