

(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2005-46488

(P2005-46488A)

(43) 公開日 平成17年2月24日(2005.2.24)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 17/12
A61B 1/00
A61B 17/28
A61B 17/32
A61B 18/12

F I

A61B 17/12 320
A61B 1/00 334D
A61B 17/28 310
A61B 17/32 330
A61B 17/39 310

テーマコード(参考)

4C060
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2003-283458 (P2003-283458)

(22) 出願日

平成15年7月31日(2003.7.31)

(71) 出願人

000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人

100058479
弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人

100091351
弁理士 河野 哲

(74) 代理人

100084618
弁理士 村松 貞男

(74) 代理人

100100952
弁理士 風間 鉄也

(72) 発明者

鈴木 孝之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

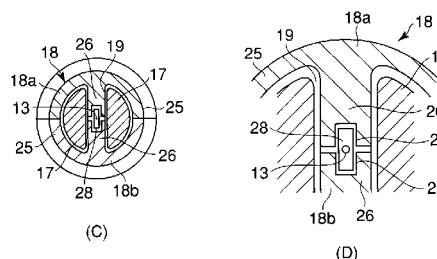
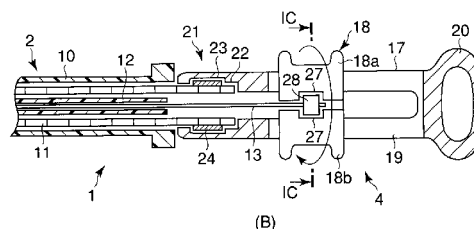
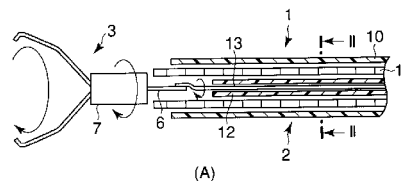
(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【要約】

【課題】本発明は、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくく、使い勝手の良い内視鏡用処置具を提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】密巻コイルシース11の内部に挿通された操作ケーブル13の先端部がクリップ3に、ケーブル13の基端部が操作部4にそれぞれ連結され、操作部4の操作によってケーブル13を密巻コイルシース11に対して軸回り方向に回転動作させてクリップ3を回転駆動する内視鏡用処置具におけるケーブル13は、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブル素材を使用したものである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性を備えた細長いシースの先端部に処置部、前記シースの基端部に前記処置部を操作する操作部がそれぞれ配設されるとともに、前記シースの内部に挿通されたケーブルの先端部が前記処置部に、前記ケーブルの基端部が前記操作部にそれぞれ連結され、前記操作部の操作によって前記ケーブルを前記シースに対して少なくとも軸回り方向に回転動作させて前記処置部を駆動する内視鏡用処置具において、前記ケーブルは、挟じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブル素材を使用したことを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記ケーブルは、Hv500以上の硬度を有する硬度が高い素材を使用したことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。 10

【請求項 3】

前記ケーブルは、真直度が高い材料を使用した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 4】

前記ケーブルは、析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼を使用した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 5】

前記ケーブルは、前記ケーブル素材の表層に伸線加工により形成した加工硬化層を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。 20

【請求項 6】

前記ケーブルは、前記ケーブル素材の挟じり剛性が、前記ケーブル素材の芯部に比べて表面部が大きい状態に設定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 7】

前記ケーブルは、前記ケーブル素材が 1 本の単線から構成され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 8】

前記内視鏡用処置具は、前記シースと前記ケーブルとの間に挿通されたインナーチューブを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】 30

【技術分野】

【0001】

本発明は、手元側の操作部の操作力をシースの内部に挿通されたケーブルを介して先端側の処置部に伝達し、処置部を駆動する内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、図 13 に示すように内視鏡 a の処置具挿通チャンネル b を通して体内に挿入されて体内の生体組織の処置に使用される内視鏡用処置具 c が広く使用されている。この内視鏡用処置具 c には可撓性を備えた細長いシース d の先端部に処置部（エンドエフェクタ）e、シース d の基端部に処置部 e を操作する操作部 f がそれぞれ配設されている。さらに、図 15 に示すようにシース d の内部に挿通されたケーブル g の先端部が処置部 e に、ケーブル g の基端部が操作部 f にそれぞれ連結されている。そして、操作部 f の操作によってケーブル g をシース d に対して軸方向に進退駆動したり、ケーブル g を軸回り方向に回転動作させて処置部 e を駆動するようになっている。 40

【0003】

また、この種の内視鏡用処置具として特許文献 1 にはシース d の先端部にスネアリングが配設され、手元側の操作部 f にこのスネアリングをシース d の軸回り方向に回転駆動する回転駆動手段を備えた構成が示されている。この特許文献 1 の処置具では複数本のワイヤを撚り合せたトルク伝達性の高い撚線ケーブルが操作ケーブルとして使用されている。

【0004】

また、特許文献 2 には、処置具の手元側の操作部 f の操作力を処置具の先端部の処置部 e に伝達するケーブル g として複数のモノフィラメント（単線）ケーブルを撚らずに束ね、操作ケーブルとした構成が示されている。

【特許文献 1】米国特許第 3,955,578 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 6,409,727 B 1 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記特許文献 1 の内視鏡用処置具では、シース d の内部に挿通されたケーブル g が比較的柔軟な撚線ケーブルなどによって形成されている。この場合には、ケーブル g の撓り剛性が比較的小さいので、ケーブル g の入力端側に軸回り方向の回転駆動力を入力した場合にケーブル g の撓り変形により、ケーブル g の内部に蓄積される応力が大きくなる。そのため、ケーブル g の出力端側に伝達される回転駆動力に遅れが生じる問題がある。

10

【0006】

図 14 はケーブル g の入力端側に入力される軸回り方向の回転駆動力（入力角度）と、ケーブル g の出力端側に伝達される回転駆動力（出力角度）との関係を示す特性図である。ここで、上記特許文献 1 の内視鏡用処置具では、ケーブル g の入力端側に軸回り方向の回転駆動力を入力した場合にケーブル g の撓り変形により、ケーブル g の内部に応力が蓄積される。そのため、図 14 中の特性曲線 x に示すように、入力角度が一定角度に達するまでケーブル g の出力端側に回転駆動力が伝達されない状態、いわゆる「出力遅れ」が生じる問題がある。さらに、入力角度が適宜の角度に達した時点 t1 で、ケーブル g の出力端側が急激に回転して適宜の出力角度まで回転する状態、いわゆる「回転のムラ（飛び）」が生じる問題がある。

20

【0007】

その結果、ケーブル g の入力端側に軸回り方向の回転駆動力を入力してもケーブル g の出力端側に回転駆動力が正確に伝達されないので、ケーブル g の出力端側の回転が不安定になり、狙った角度への微調整が効かず、操作しにくい問題がある。

【0008】

なお、ケーブル g の撓り剛性を向上させる目的でケーブル g の外径を大きくすると、撓り剛性は向上するが、それに伴って曲げ剛性も大きくなる。そのため、シース d とケーブル g との間の接触摩擦抵抗が増大するため、結果的にはケーブル g の撓り変形は解消されず、所望の回転性能が得られていないのが実情である。

30

【0009】

また、図 15 に示すように処置具のシース d が複雑な形状に湾曲された場合にはシース d の内部のケーブル g もシース d の形状に追従してシース d と略同形状に湾曲される。このとき、シース d とケーブル g との間には適宜のクリアランスが設けられているので、シース d の内腔ではシース d の湾曲部の近傍部位でケーブル g がシース d の内周面に強く圧迫される部分、すなわち図 15 中に矢印 h で示す複数の接触点が発生する。この場合にはケーブル g がシース d の内周面に強く圧迫される接触点 h の部分で大きな摩擦抵抗が作用する。そのため、この状態で、ケーブル g の一端部側に図 15 中に矢印 i1 で示す軸回り方向の回転操作力が入力された場合にはケーブル g がシース d の内周面に強く圧迫される接触点 h の部分で作用する大きな摩擦抵抗によってケーブル g の出力端側に回転駆動力 i2 が伝達されにくくなり、ケーブル g の出力端側の操作が制御し難い問題がある。

40

【0010】

また、図 16 (A) に示すように真直度の高い操作ケーブル g1 に比べて図 16 (B) に示すように真直度の低い操作ケーブル g2 は図 16 (C) 中に矢印で示すように軸回り方向に回転させたときにシース d の内部でうねり、大きな回転抵抗が各所で発生する。そのため、真直度の低い操作ケーブル g2 では入力端側に軸回り方向の回転駆動力を入力した際に出力端側に回転駆動力が伝達され難くなり、回転性能が著しく低下する問題がある。この場合、シース d の端面においても操作ケーブル g2 が接触し、回転に飛び、ムラが

50

生じる原因となる。

【0011】

また、特許文献2のように複数のモノフィラメント(単線)ケーブルを束ねた場合には製作作業が難しく、手間が掛かる。さらに、同一のケーブルが複数本必要になるので、製造コストが高い難点がある。

【0012】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくく、使い勝手の良い内視鏡用処置具を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

請求項1の発明は、体内に挿入される細長い挿入部の先端部に処置部、前記挿入部の基端部に前記処置部を操作する操作部がそれぞれ配設されるとともに、

前記挿入部は、可撓性を備えた細長いシースと、このシースの内部に挿通されたケーブルとを備え、前記ケーブルの先端部が前記処置部に、前記ケーブルの基端部が前記操作部にそれぞれ連結され、

前記操作部の操作によって前記ケーブルを前記シースに対して少なくとも軸回り方向に回転動作させて前記処置部を駆動する内視鏡用処置具において、

前記ケーブルは、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブル素材を使用したことを特徴とする内視鏡用処置具である。

そして、本請求項1の発明では、操作部の操作によってケーブルをシースに対して軸回り方向に回転動作させた際に、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブル素材のケーブルを介して処置部に駆動力を伝達することにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。

【0014】

請求項2の発明は、前記ケーブルは、Hv500以上の硬度を有する硬度が高い素材を使用したことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

【0015】

そして、本請求項2の発明では、Hv500以上の硬度を有する硬度が高い素材のケーブルを使用することにより、捻じり剛性を高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブルとなる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。

【0016】

請求項3の発明は、前記ケーブルは、真直度が高い材料を使用したことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

そして、本請求項3の発明では、真直度が高い材料のケーブルを使用することにより、シース内部でのうねりがなく、回転に対する抵抗を小さくすることができる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。さらに、真直性が高く、曲がり癖がないので、組み立て時にシースにケーブルを挿入する際に引っ掛かりが生じにくく、組み立て性が向上する。

【0017】

請求項4の発明は、前記ケーブルは、析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼を使用したことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

そして、本請求項4の発明では、析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼のケーブルを使用することにより、捻じり剛性を高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブルとなる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。

【0018】

10

20

30

40

50

請求項5の発明は、前記ケーブルは、前記ケーブル素材の表層に伸線加工により形成した加工硬化層を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

そして、本請求項5の発明では、ケーブル素材の表層に伸線加工により加工硬化層を形成したケーブルを使用することにより、撓り剛性を高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブルとなる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。

【0019】

請求項6の発明は、前記ケーブルは、前記ケーブル素材の撓り剛性が、前記ケーブル素材の芯部に比べて表面部が大きい状態に設定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である。

10

そして、本請求項6の発明では、ケーブル素材の撓り剛性が、ケーブル素材の芯部に比べて表面部が大きい状態に設定されているケーブルを使用することにより、撓り剛性を高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブルとなる。ここで、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に撓りトルクTを受けるケーブルに働く応力は芯部から表面部に向かうにしたがって徐々に大きくなる分布となる。そのため、応力が最大となるケーブルの表面部の撓り剛性を局所的に増大させ、一方、応力の作用が小さい芯部の撓り剛性を局所的に低下させることにより、ケーブルの芯部から表面部まで全体が均質な組成のケーブルと比較して撓り剛性を向上させ、かつ曲げ剛性の小さいケーブルを形成することができる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。

20

【0020】

請求項7の発明は、前記ケーブルは、前記ケーブル素材が1本の単線から構成されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

そして、本請求項7の発明では、ケーブル素材が1本の単線から構成されるケーブルを使用することにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際にシースの内部に挿通されたケーブルとシースとの間の摺動抵抗が小さくなる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。さらに、真直性が高く、曲がり癖がないので、組み立て時にシースにケーブルを挿入する際に引っ掛かりが生じにくく、組み立て性が向上する。

30

【0021】

請求項8の発明は、前記内視鏡用処置具は、前記シースと前記ケーブルとの間に挿通されたインナーチューブを有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置具である。

そして、本請求項8の発明では、シースとケーブルとの間に挿通されたインナーチューブにケーブルを接触させることにより、ケーブルがシースに直接接触する場合に比べて操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際のケーブルの回転時の摺動抵抗が小さくなる。これにより、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくくするようにしたものである。さらに、ケーブルの真直性が高く、曲がり癖がないので、組み立て時にシースにケーブルを挿入する際に引っ掛かりが生じにくく、組み立て性が向上する。さらに、インナーチューブを間に挿入することにより、ケーブルとシースの間の隙間を埋めることができるため、ケーブルとシース内面の接触面積が増える。これにより、従来は点接触となるケーブルとシースの内面との接触部分が面接触となり、各接触点での摩擦抵抗が軽減される。面接触により発生する摺動抵抗は点接触により発生するそれより小さく、しかも変動の少ないものとなるため、回転にムラ、飛びが発生しにくい。

40

【0022】

また、インナーチューブを挿通することにより、万が一ケーブルに曲がり癖があった場合でも、点接触が面接触になることにより、その影響を最小限に抑えることができる。また、ケーブルとシースの間に隙間があると端部での振れによる接触点の影響が大きい

50

インナーチューブで隙間を埋めることにより、振れが軽減され、接触点による摩擦抵抗の影響を軽減することができる。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、操作部側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側に伝達する際に回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくく、使い勝手の良い内視鏡用処置具を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の第1の実施の形態を図1(A)~(D)乃至図10(A),(B)を参照して説明する。図1(A),(B)は本実施の形態の内視鏡用処置具としての一発使い切りディスポーザブルのクリップ装置1を示すものである。このクリップ装置1には、可撓性を備えた細長い挿入部2の先端部に処置部としてのクリップ3が配設されている。挿入部2の基端部にはクリップ3を操作する操作部4が連結されている。

10

【0025】

クリップ3には図7(A)に示すように略C形状のクリップ本体5が設けられている。このクリップ本体5は金属製の薄い帯板材の中央部分で曲げられ、その曲げ部分に略リング状のベースリング5aが形成されている。さらに、このベースリング5aから交差部5bを介して一对の挟持部5cが略直線状に延出されている。そして、このクリップ本体5は挟持部5cを離間させる方向に拡開する開拡習性を持つようになっている。

20

【0026】

また、クリップ装置1にはクリップ本体5のベースリング5aに係合される板状の連結部材6と、連結部材6の周囲に装着され、ベースリング5aよりも小径なクリップ締付用の押え管7と、この押え管7の内部に充填され、ベースリング5aと連結部材6との連結部を保持する保持部材8とが設けられている。ここで、連結部材6の先端部には図7(B)に示すように略J字状のフック部(係合部)6aが設けられている。そして、この連結部材6の先端のフック部6aがベースリング5aに係合されている。さらに、保持部材8は押え管7内に充填される例えばシリコンなどの充填材によって形成されている。

【0027】

また、本実施の形態では挿入部2と操作部4とによってクリップ3を操作するクリップ操作装置9が形成されている。図2に示すように挿入部2には樹脂材料によって形成された保護チューブシース10と、この保護チューブシース10内に挿入された密巻コイルシース11と、この密巻コイルシース11の内部に挿入されたインナーチューブ12と、このインナーチューブ12の内部に挿入された操作ケーブル13とが設けられている。ここで、本実施の形態では挿入部2内の各要素の寸法関係は例えば次の通り設定されている。操作ケーブル13のワイヤ径Aはインナーチューブ12の内径Bの40%~60%程度、例えば、操作ケーブル13のワイヤ径(直径)Aは0.35mm、インナーチューブ12の内径(直径)Bは0.7mmにそれぞれ設定されている。さらに、インナーチューブ12の外径Cは密巻コイルシース11のコイル内径Dの70%~90%程度、例えば、インナーチューブ12の外径(直径)Cは0.9mm、密巻コイルシース11のコイル内径(直径)Dは1.2mmにそれぞれ設定されている。なお、密巻コイルシース11の外径(直径)は1.7mm程度(参考)に設定されている。

30

40

【0028】

さらに、インナーチューブ12は、外周面、内周面にそれぞれエンボス加工を施した例えば、高密度ポリエチレン、低密度ポリエチレン、フッ素樹脂等の摩擦係数の小さい素材で形成されている。このインナーチューブ12は、操作ケーブル13の外周面と、密巻コイルシース11の内周面との間に挟まれた空間に挿入された状態で、全長に渡って配設されている。

【0029】

また、本実施の形態の操作ケーブル13は、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性

50

の単線ワイヤのケーブル素材を使用して形成されている。この操作ケーブル13は、例えばHv500以上の硬度を有する硬度が高い素材、例えば刃物に近い硬度を有する素材によって形成されている。この操作ケーブル13の材質としては、例えば析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼を使用する。特に、ステンレス鋼は、SUS630、SUS631、SUS632等の鋼種が好適である。

【0030】

この操作ケーブル13の成形時にはこのステンレス鋼に伸線加工を行うことにより加工誘起マルテンサイトに変態し、強度、捺じり剛性、硬度が向上する。図4(A)は、このステンレス鋼の伸線加工状態を示す。この伸線加工にはダイス14が使用される。そして、硬化処理前のステンレス鋼、例えば図4(B)に示すように例えば大きい断面積A1の単線ワイヤのケーブル素材15が図4(A)のダイス14の絞り穴14a内に圧入されて引き抜かれる。これにより、図4(C)に示すように伸線加工済のケーブル素線16の断面積がA2(A1>A2)になる。

10

【0031】

さらに、伸線加工済のケーブル素材16には、続いて析出硬化熱処理が行われる。この処理により、素材硬度はHv500~600に達する。これにより、次の工程における真直度加工の効果が大きい(真直がかりやすい)。その結果、全長に渡って反りや曲がり癖がなく、高い真直度を有している操作ケーブル13が形成される。なお、本実施の形態の操作ケーブル13は長さ200mmにつき、振れが4mm以下程度の真直度に設定されている。

20

【0032】

図7(A)、(B)に示すように操作ケーブル13の先端部は連結部材6の基端部に例えばカシメ、溶接などの手段で固定されている。なお、操作ケーブル13の先端部にフック部材を設け、連結部材6の基端部にこのフック部材と係脱可能に係合する係合穴を設ける構成にしてもよい。

【0033】

また、図1(B)に示すように操作部4には略円筒状の操作部本体17と、スライダ部18とが設けられている。操作部本体17の外周面にはスライダ部18を軸方向にスライド可能にガイドするガイド用のスリット19が軸方向に沿って延設されている。さらに、操作部本体17にはスリット19の後方に手指を掛ける手掛けリング部20が形成されている。

30

【0034】

また、操作部本体17の先端部には密巻コイルシース11の基端部と連結されるシース連結部21が設けられている。このシース連結部21には密巻コイルシース11の基端部が挿入されるコイルシース挿入穴22と、このコイルシース挿入穴22よりも大径なリング状の軸受装着穴23とが形成されている。

【0035】

密巻コイルシース11の基端部にはリング状の軸受リング24が外嵌されている。そして、密巻コイルシース11の基端部は操作部本体17のコイルシース挿入穴22内に挿入されるとともに、軸受リング24は軸受装着穴23に挿入されている。これにより、密巻コイルシース11の基端部に対して操作部本体17の先端部が回転自在に連結されている。

40

【0036】

また、スライダ部18は、図1(C)に示すように略円形の断面形状を2分割した略かまぼこ型の2つのスライダ構成部材18a、18bを接合させて形成されている。各スライダ構成部材18a、18bには操作部本体17の周囲を囲む状態で配置される略半円形状の円弧状の外装部25と、この外装部25の内周面に中心方向に向けて突設された突設部26とが設けられている。各スライダ構成部材18a、18bの突設部26は操作部本体17のスリット19内に挿入されている。

【0037】

50

さらに、各スライダ構成部材 18 a , 18 b の突設部 26 の先端部には矩形形状の係合凹部 27 がそれぞれ形成されている。そして、2つのスライダ構成部材 18 a , 18 b は、突設部 26 の先端部間を接合させた状態で、溶着されて一体化されている。

【0038】

また、2つのスライダ構成部材 18 a , 18 b の係合凹部 27 間には角柱状のケーブル固定部材 28 が配設されている。このケーブル固定部材 28 には操作ケーブル 13 の基端部が固定されている。この操作ケーブル 13 の固定部はスライダ部 18 の軸心位置に配置されている。

【0039】

そして、本実施の形態の操作部 4 では、スライダ部 18 を操作部本体 17 に対して軸方向に移動させるスライド操作と、挿入部 2 に対して操作部本体 17 全体を挿入部 2 の軸回り方向に回転操作する回転操作とが行なわれるようになっている。ここで、スライダ部 18 を操作部本体 17 に対して軸方向にスライド操作した場合にはスライダ部 18 の突設部 26 が操作部本体 17 のスリット 19 に沿って軸方向にスライド移動する。このとき、ケーブル固定部材 28 がスライダ部 18 と一体的に軸方向にスライド移動し、このケーブル固定部材 28 と一緒に操作ケーブル 13 がスライダ部 18 と一体的に軸方向にスライド移動するようになっている。この操作ケーブル 13 の軸方向のスライド動作によってクリップ 3 を軸方向に押し引き操作するようになっている。

【0040】

さらに、挿入部 2 に対して操作部本体 17 全体を軸回り方向に回転操作した場合には操作部本体 17 とスライダ部 18 とが一体的に軸回り方向に回転する。このとき、ケーブル固定部材 28 がスライダ部 18 と一体的に挿入部 2 の軸回り方向に回転することにより、このケーブル固定部材 28 と一緒に操作ケーブル 13 が操作部本体 17 全体と一体的に挿入部 2 の軸回り方向に回転するようになっている。この操作ケーブル 13 のインナーチューブ 12、密巻コイルシース 11、保護チューブシース 10 に対する軸回り方向の回転動作によってクリップ 3 を軸回り方向に回転させてクリップ 3 の向きを所望の方向に向けることができるようになっている。

【0041】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態のクリップ装置 1 の使用時にクリップ 3 を体腔内へ導入する作業は、次の手順で行なわれる。まず、スライダ部 18 を基端側に引き、クリップ 3 の押え管 7 を密巻コイルシース 11 の先端に嵌合させる。続いて、操作部本体 17 を基端側に引き、クリップ 3 を保護チューブシース 10 内に収納する。この状態で、内視鏡の処置具挿通チャンネル内を通して体腔内へ導入する。

【0042】

次に、クリップ 3 を結紮するには、次の手順で行なわれる。まず、先端のクリップ 3 を内視鏡の先端から突き出す。さらに、操作部本体 17 を先端側に押し、図 1 (A) に示すようにクリップ 3 を保護チューブシース 10 内から突出させる。この状態で、スライダ部 18 を基端側に少しだけ引き、連結部材 6 を手元側に引張り操作して図 7 (A) に示すようにベースリング 5 a を押え管 7 内に圧入させる。このとき、押え管 7 内に圧入されるベースリング 5 a は押し潰され、大きさが小さくなる(縮径される)状態に変形するとともに、このベースリング 5 a の変形動作に連動して挟持部 5 c が拡開される。この状態で、内視鏡の視野内でクリップ 3 を軸回り方向に回転させて患部との向きを合わせる。

【0043】

このクリップ 3 の回転操作時には挿入部 2 に対して操作部本体 17 全体を軸回り方向に回転操作する。このとき、操作部本体 17 とスライダ部 18 とが一体的に軸回り方向に回転し、ケーブル固定部材 28 がスライダ部 18 と一体的に挿入部 2 の軸回り方向に回転する。これにより、ケーブル固定部材 28 と一緒に操作ケーブル 13 が操作部本体 17 全体と一体的に挿入部 2 の軸回り方向に回転する。この操作ケーブル 13 の軸回り方向の回転動作によってクリップ 3 を軸回り方向に回転させて図 7 (A) に示すようにクリップ 3 の向きをクリップ目的の患部 H に合わせて所望の方向に向けることができる。

10

20

30

40

50

【0044】

その後、そのままクリップ3を前方に突き出して患部Hに押し当てる。この状態で、操作部4のスライダー部18を手元側に引き、ケーブル13を牽引する。この操作時には、連結部材6を手元側に引張り操作して押え管7内に挟持部5cの根元部を圧入させる。このときの連結部材6の引張り操作によって挟持部5c間を閉じる方向に移動させ、図8(A)に示すようにクリップ3の挟持部5c間に患部Hを挟み込む。

【0045】

続いて、さらに力を加えてスライダー部18を手元側に引くことにより、ベースリング5aに係合している連結部材6の先端の略J字状のフック部6aが図8(B)に示すように引き伸ばされる状態に塑性変形し、ベースリング5aと連結部材6との係合が解除されてベースリング5aから連結部材6が分離される。これにより、図8(A)に示すようにクリップ3に押え管7を被嵌させた状態でクリップ3を結紮させ、患部Hを押さえた状態でクリップ3のみを体内に留置できる。

10

【0046】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態のクリップ装置1では、操作ケーブル13の材質としては、例えば析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼を使用している。この操作ケーブル13の成形時には、SUS630、SUS631、SUS632等の鋼種のステンレス鋼に伸線加工を行うことにより加工誘起マルテンサイトに変態し、強度、捺じり剛性、硬度が向上する。さらに、伸線加工済のケーブル素材16には、続いて析出硬化熱処理が行われる。この処理により、素材硬度はHV500~600に達する。これにより、次の工程における真直度加工の効果が大きい(真直がかかりやすい)。その結果、全長に渡って反りや曲がり癖がなく、高い真直度を有している操作ケーブル13が形成される。そして、本実施の形態では上記捺じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性の単線ワイヤのケーブル素材を使用して操作ケーブル13を形成しているので、挿入部2に対して操作部本体17全体を挿入部2の軸回り方向に回転操作して操作ケーブル13を密巻コイルシース11に対して軸回り方向に回転動作させた際に、操作部4側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側のクリップ3に伝達する際の回転遅れ、ムラ、飛びを生じにくくすることができる。

20

【0047】

図6は、本実施の形態のクリップ装置1の操作ケーブル13による回転駆動力の伝達時における入力角度と出力角度との関係を従来例と比較して説明するための特性図を示す。図6中で、黒三角の特性曲線Aは、入力角度：出力角度=1：1が実現できた場合の理想線(実験データではない)である。

30

【0048】

また、黒丸の特性曲線Bは、本実施の形態のクリップ装置1の操作ケーブル13の材質としてSUS631J1-WSPを使用した場合の入力角度と出力角度との関係を示す。本実施の形態の特性曲線Bは、理想線(特性曲線A)からは一部離れている。すなわち、180°程度までは出力角度は入力角度に略リニアに追従している。180°~360°間では入力角度が適宜の角度に達した時点(例えば300°の時点)でケーブル13の出力端側が急激に回り、狙った角度で止められない、いわゆる回転とびが発生する。したがって、入力角度が0~180°の範囲で出力角度が略リニアに追従すればクリップ3の向きを変える、という目的は充分達成できる。

40

【0049】

黒四角の特性曲線Cは、従来例のクリップ装置1、すなわち操作ケーブル13の材質としてSUS304-WPB(一般用途パネ用ステンレス鋼線)を使用した場合の入力角度と出力角度との関係を示す。この従来例のクリップ装置1の特性曲線Cは、理想線(特性曲線A)から大きく離れている。すなわち、出力角度が入力角度に追従する角度は入力角度が90°以下の場合であり、90°~360°間の範囲では入力角度が適宜の角度に達した時点でケーブル13の出力端側が急激に回り、狙った角度で止められない、いわゆる回転とびが発生する評価となる。

50

【0050】

したがって、本実施の形態のクリップ装置1のように捩じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性の単線ワイヤのケーブル素材によって形成された操作ケーブル13を使用することにより、操作部4側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側のクリップ3に伝達する際に従来に比べて回転遅れ、ムラ、飛びが生じにくく、使い勝手の良い内視鏡用処置具を提供できることは明らかである。

【0051】

また、本実施の形態では、操作ケーブル13のケーブル素材の硬度を高めることにより、操作ケーブル13の捩じり剛性の向上と、操作ケーブル13の曲げ剛性を小さくすることを両立させることができる。なお、操作ケーブル13の径寸法が大きくなると、曲げ剛生（断面2次モーメント）は3乗で大きくなる。曲げ剛性を増加させずに捩じり剛性だけを向上させるためには、素材自体の横弾性係数を高め、断面積を極力抑えた中で性能を出していくのが効果的である。

【0052】

また、本実施の形態では真直度が高い素材を使用して操作ケーブル13を形成しているので、操作ケーブル13のケーブル素材自体に曲がり癖がない。そのため、組み立て時に密巻コイルシース11内に操作ケーブル13を挿通する作業時に操作ケーブル13の摩擦抵抗を極力減らすことができ、引っ掛かりが生じにくいので、密巻コイルシース11内に操作ケーブル13を挿通する作業が行いやすく、組み立て性が向上する効果がある。

【0053】

さらに、真直度の高い素材を使用して操作ケーブル13を形成することにより、操作ケーブル13と密巻コイルシース11内の管路内面とを常に一定の面圧で接触させることができる。そのため、操作ケーブル13のうねりを原因とする不規則な摩擦抵抗を減少することができるので、操作部4側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側のクリップ3に伝達する際に回転ムラ、飛びが生じにくい効果がある。

【0054】

また、本実施の形態のクリップ装置1では、密巻コイルシース11と、操作ケーブル13との間にインナーチューブ12が挿入されている。そして、インナーチューブ12の中で操作ケーブル13を軸方向に摺動させるようにしている。そのため、金属の密巻コイルシース11の内部に操作ケーブル13を直接挿入し、操作ケーブル13を軸方向に摺動させる場合に比較して操作ケーブル13の摺動抵抗（摩擦力）を小さくすることができ、ケーブル13の進退、クリップ3の分離時の力を小さくすることができる。

【0055】

加えて、操作ケーブル13を軸回り方向に回転させる回転動作についてもインナーチューブ12の中で操作ケーブル13を軸回り方向に回転させることにより、操作ケーブル13の捩じりに対する抵抗が小さくなる。そのため、操作ケーブル13への捩じり応力の蓄積が生じにくくなるので、遅れのない良好な回転性能が得られるという効果がある。

【0056】

さらに、インナーチューブ12を間に挿入することにより、操作ケーブル13と密巻コイルシース11の間の隙間を埋めることができるため、図17(B)に示すようにケーブル13とシース11の内面との接触面積が増える。これにより、従来は図15に示すような点接触となるケーブル13とシース11の内面との接触部分が面接触となり、各接触点hでの摩擦抵抗が軽減される。面接触により発生する摺動抵抗は点接触により発生するそれより小さく、しかも変動の少ないものとなるため、回転にムラ、飛びが発生しにくい。

【0057】

また、図17(A)に示すようにインナーチューブ12を挿通することにより、万が一ケーブル13に曲がり癖があった場合でも、従来は図15に示すような点接触となるケーブル13とシース11の内面との接触部分が面接触になることにより、その影響を最小限に抑えることができる。また、ケーブル13とシース11の間に隙間があると図16(C)に示すような端部での振れによる接触点hの影響が大きいですが、図17(A)に示すよう

10

20

30

40

50

にインナーチューブ 12 で隙間を埋めることにより、振れが軽減され、接触点 h による摩擦抵抗の影響を軽減することができる。

【0058】

また、本実施の形態のクリップ装置 1 で使用している表面硬度が高く、真直性も高い操作ケーブル 13 は非常に真っ直ぐできており、外力による変形も生じにくい。そのため、真直性の高い操作ケーブル 13 を挿通したクリップ装置 1 の挿入部 2 は曲がり癖がないので、図 9 (A) に示すようにクリップ 3 の先端を内視鏡 29 から突き出して患部 H にクリップ 3 の先端を押し当てる際に患部 H に向けて真っ直ぐ突き出すことができ、目標の患部 H に正確にブレることなく当てることができる。これに対し、従来のクリップ装置のように挿入部に曲がり癖が発生している場合には図 9 (B) に示すようにクリップ 3 の先端を内視鏡 29 から突き出した際に患部 H に向けて真っ直ぐ突き出すことができないので、クリップ 3 の先端を患部 H に押し当てる際の狙撃性能が低くなる。その結果、本実施の形態のクリップ装置 1 では従来のクリップ装置に比べて内視鏡 29 から突き出したときの狙撃性能の向上を図ることができる。

10

【0059】

また、クリップ装置 1 の挿入部 2 に曲がり癖がある場合には図 10 (B) に示すように患部 H にクリップ 3 の先端を押し付けたときにクリップ 3 の先端が横方向に逃げやすいため、十分な力で押し付けることができない。これに対し、本実施の形態のクリップ装置 1 のように真直性が高く、真っ直ぐな処置具を使用する場合には図 10 (A) に示すように内視鏡 29 からクリップ装置 1 の挿入部 2 を突き出したときに横方向への逃げがない。そのため、患部 H にクリップ 3 の先端を突き当てる際に、大きい力で押し付けができ、押し付け性の向上を図ることができる。さらに、患部 H にクリップ 3 の先端を突き当てる際に、横方向への逃げが起きないことにより、不用意な曲げによるクリップ装置 1 の挿入部 2 の折れ、永久変形が生じにくいという効果がある。

20

【0060】

さらに、本実施の形態のクリップ装置 1 では、挿入部 2 に曲がり癖がないので、操作ケーブル 13 の進退操作、または患部 H にクリップ 3 の先端を突き当てる作業などのように力を加えてクリップ 3 などのエンドエフェクタの操作を行う際に、曲がり癖による摩擦抵抗が発生せず、上記操作が軽く、スムーズに行える。また、挿入部 2 に曲がり癖がないため、上記操作を繰り返し行っても初期の性能が劣化せず、製品寿命を延ばすことができるという効果がある。

30

【0061】

また、本実施の形態のクリップ装置 1 では、操作ケーブル 13 の素材硬度が高いので、操作ケーブル 13 の耐摩耗性が向上する。さらに、操作ケーブル 13 の表面硬度が高いため、摩耗、削れによる性能劣化（摩擦抵抗による摺動性低下、削り粉による摺動性低下）が発生せず、繰り返し使用しても初期の性能を維持するため、製品寿命を延ばすことができるという効果がある。

【0062】

また、本実施の形態では操作ケーブル 13 の強度が向上し、より細径の部品が使用できるので、処置具全体の外径を細径化できる。さらに、操作ケーブル 13 が 1 本の単線（モノフィラメントワイヤ）で形成されているので、部品点数が少なく、部品コスト、組み立てコストを最小にできる。

40

【0063】

なお、上記第 1 の実施の形態では、操作ケーブル 13 の材質として析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼（SUS 630, SUS 631, SUS 632 等の鋼種）を使用した例を示したが、これに代えてケーブルの材質として、オーステナイト系ステンレス鋼を使用してもよい。例えば、SUS 301, SUS 302, SUS 304 等の鋼種が好適である。この場合、伸線加工時の減面率（絞り率）= $A2$ （伸線加工済のケーブル素線 16 の断面積）/ $A1$ （伸線加工済のケーブル素線 16 の断面積）を上げることにより、ケーブル 13 の表面に図 4 (C) に示すような加工硬化層 16 b を形成させることができる。

50

【0064】

また、本実施の形態では、図3及び図4(C)に示すように操作ケーブル13のケーブル素材16の表層に芯部16aに比べて硬度が高い加工硬化層16bを伸線加工により形成している。そのため、操作ケーブル13の芯部の捻じり剛性に比べて操作ケーブル13の表面の捻じり剛性を高くすることができる。

【0065】

図5は、操作部4側の軸回り方向の回転駆動力を出力端側のクリップ3に伝達する際に捻じりトルクTを受ける操作ケーブル13の軸に働くせん断応力の分布状態を示す。図5に示すように操作ケーブル13の軸に働くせん断応力は一般に軸芯部側は応力の作用が小さく、軸表面に向かうにしたがって応力の作用が大きくなる。したがって、本実施の形態のように応力が最大となる操作ケーブル13の軸表面の捻じり剛性を局所的に向上させ、一方、応力の作用が小さい操作ケーブル13の軸芯部の捻じり剛性を局所的に低下させることにより、軸芯部側から軸表面まで均質な組成の軸に比較して捻じり剛性を向上させ、かつ曲げ剛性の小さい操作ケーブル13の軸を形成することができる。

10

【0066】

さらに、上記第1の実施の形態の操作ケーブル13に代えて捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性の単線ワイヤのケーブル素材としてピアノ線を使用してもよい。このピアノ線のJIS記号はSWP-A, SWP-B, SWP-90Cなどである。

【0067】

また、図11(A)~(C)及び図12(A), (B)は本発明の第2の実施の形態を示すものである。図11(A)は、本実施の形態の内視鏡用処置具としての回転式パピロトーム31を示すものである。この回転式パピロトーム31には、可撓性を備えた細長いカテーテルチューブ32が設けられている。このカテーテルチューブ32は2ルーメンチューブによって形成されている。そして、このカテーテルチューブ32の内部には、図11(C)に示すように2つのルーメン(切開ワイヤルーメン33およびガイドワイヤルーメン34)が軸心方向に沿って延設されている。

20

【0068】

さらに、切開ワイヤルーメン33内には切開ワイヤ35が挿入されている。この切開ワイヤ35は、第1の実施の形態の操作ケーブル13と同様に、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性の単線ワイヤのケーブル素材を使用して形成されている。

30

【0069】

また、図11(B)に示すようにカテーテルチューブ32の先端部外周面には切開ワイヤルーメン33内に連通する2つのワイヤ挿通孔36, 37が軸方向に沿って前後の2箇所形成されている。そして、切開ワイヤルーメン33内に手元側から挿入された切開ワイヤ35の先端部は後部側のワイヤ挿通孔37から外部側に導出された後、先端側のワイヤ挿通孔36から再び切開ワイヤルーメン33内に導入され、固定プラグ38を介してカテーテルチューブ32に固着されている。ここで、切開ワイヤ35の固定プラグ38はカテーテルチューブ32の中心線位置から偏位させた状態で固定されている。さらに、切開ワイヤルーメン33の先端部には、固定プラグ38の前方に封止材39が充填された状態で封止されている。そして、2つのワイヤ挿通孔36, 37から切開ワイヤルーメン33の外側に延出された部分によって切開用のワイヤナイフ部35aが形成されている。

40

【0070】

また、カテーテルチューブ32の手元側には第1の実施の形態の操作部4と同様の構成の操作部4が設けられている。

【0071】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の回転式パピロトーム31の使用時には、操作部4のスライダー部18のスライド操作によって切開ワイヤ35が軸方向に進退操作される。このとき、図11(A)中に矢印Xで示すように切開ワイヤ35が手元側に牽引されると図11(A)中に矢印Yで示すようにカテーテルチューブ32の先端部が湾曲、起立する。

50

【0072】

この状態で、図11(A)中に矢印Zで示すようにカテーテルチューブ32に対して操作部4の操作部本体17全体をカテーテルチューブ32の軸回り方向に回転させる操作によって切開ワイヤ35が操作部本体17全体と一体的にカテーテルチューブ32の軸回り方向に回転させる。このとき、切開ワイヤ35の手元端を回転させると、回転駆動力は固定プラグ38を介してカテーテルチューブ32の先端まで伝達される。さらに、切開ワイヤ35の固定プラグ38がカテーテルチューブ32の中心線位置から偏位させた状態で固定されているため、回転駆動力は最終的に図11(A)中に矢印Wで示すようにカテーテルチューブ32の先端を円周方向に擦じる力となる。よって、切開ワイヤ35の手元端の回転操作に伴いカテーテルチューブ32の先端の切開ワイヤ35の向きが追従し、所望の向きに切開ワイヤ35を向けることができる。

【0073】

一般に、パピロトームとは例えば特開2000-237202号公報に示すように内視鏡の処置具挿通チャンネル内を通して十二指腸乳頭に挿入し、切開ワイヤ35に高周波電流を通電することにより、括約筋を切開するための処置具である。このとき、十二指腸乳頭周辺には太い血管が走行しており、切開の際には大血管のない方向に向かって切り進めていく必要がある。

【0074】

しかしながら、従来のパピロトームでは切開ワイヤの回転駆動力が低いので、従来のパピロトームを内視鏡に挿入したとき、切開ワイヤ35がどの向きに出てくるかは現状、制御する手段がない。よって、もし血管が存在する方向に向いた状態で切開ワイヤ35が出てきた場合には、パピロトームを内視鏡から一旦抜去し、再度挿入して切開ワイヤ35が良い向き、すなわち血管が存在しない方向に向いた状態になるまでパピロトームの抜去・挿入を繰り返す必要がある。そのため、従来のパピロトームでは処置時間が非常に長くなるという問題があった。

【0075】

これに対し、本実施の形態の回転式パピロトーム31では回転駆動力を高めたワイヤを切開ワイヤ35に使用している。そして、本実施の形態の回転式パピロトーム31の使用時には回転式パピロトーム31のカテーテルチューブ32を内視鏡に挿入し、カテーテルチューブ32の先端を十二指腸乳頭に近接させる。ここで、切開ワイヤ35の手元端を牽引すると図12(A)に示すようにカテーテルチューブ32の先端部が湾曲、起立する。この状態で、切開ワイヤ35の手元端を回転させると、上述したとおり、回転駆動力は固定プラグ38を介してカテーテルチューブ32の先端まで伝達され、切開ワイヤ35の手元端の回転操作に伴い図12(B)に示すようにカテーテルチューブ32の先端の切開ワイヤ35の向きが追従し、所望の向きに切開ワイヤ35を向けることができる。

【0076】

そこで、本実施の形態の回転式パピロトーム31では、十二指腸乳頭に挿入し、切開ワイヤ35に高周波電流を通電することにより、括約筋を切開する際に、十二指腸乳頭周辺に走行している太い大血管のない方向に向かって切り進めていく作業を短時間で容易に行なうことができる効果がある。

【0077】

なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではない。例えば、回転が有用な処置具の例として、細長い挿入部の手元側の操作部の軸回り方向の回転により、挿入部の先端部の処置部(エンドエフェクタ)の向きを変えることで有用性の向上する処置具としては、高周波スネア(絞扼具)、フック形状電気メス、バスケットカテーテル、およびその他一般的な一對のジョウを有する鉗子形状処置具、などがある。これらの処置具に本発明を適用してもよい。さらに、その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

(付記項 1) シースと、シース内部に挿通されたケーブルと、ケーブルの一端に設けられ、ケーブルをシースに対して前後ないし回転動作を行う操作部と、ケーブルの他端に設けられたエンドエフェクタから構成される内視鏡用処置具において、硬度が高い(Hv500以上)材質をケーブルの素材として使用したことを特徴とする内視鏡用処置具。

【0078】

(付記項 2) 前記ケーブルは、真直度が高いことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【0079】

(付記項 3) 前記ケーブルは、素材に析出硬化熱処理を行ったステンレス鋼を使用していることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

10

【0080】

(付記項 4) 前記ケーブルは、素材表層に伸線工程により形成した加工硬化層を形成したことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【0081】

(付記項 5) 前記内視鏡用処置具は、前記ケーブルと前記シースとの間にインナーチューブが挿通されていることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【0082】

(付記項 6) 前記ケーブルは、素材の捻じり剛性が、表面に比べて芯部が小さい状態に設定されていることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【0083】

20

(付記項 7) 前記ケーブルは、素材が 1 本の単線から構成されていることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【0084】

(付記項 1 ~ 7 の従来技術) (1) 米国特許 3955578 : トルク伝達性の高い撚線ケーブルを操作ケーブルとした処置具。(2) 米国特許 6409727B : 複数のモノフィラメントケーブルを撚らずに束ね、操作ケーブルとした。

【0085】

(付記項 1 ~ 7 が解決しようとする課題) (1) 入力角度 - 出力角度に遅れが出る(図 14 参照)。回転のムラ(飛び)が生じ、狙った角度への微調整が効かず、操作しにくい。(2) モノフィラメントケーブルを撚らずに束ねるのは製作作業が困難。同一のケーブルが何本も必要。以上の理由から、製造コストが高い。

30

【0086】

(付記項 1 ~ 7 の目的) 硬度を高くすることにより、捻じり剛性が高く、曲げ剛性が小さい特性のケーブルとなり、また、真直度が高く、摩擦抵抗が常に一定のケーブルであるため、回転に遅れ、ムラ、飛びが生じにくく、使い勝手の良い内視鏡用処置具の提供。

【産業上の利用可能性】

【0087】

本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿入される細長い挿入部を備え、挿入部の手元側の操作部の操作力を挿入部のシースの内部に挿通されたケーブルを介して挿入部の先端側の処置部に伝達し、処置部を駆動する内視鏡用処置具の技術分野に有効である。

40

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態を示すもので、(A) はクリップ装置の挿入部の先端部分を示す要部の縦断面図、(B) は第 2 の実施の形態のクリップ装置の挿入部の基端部側の部分を示す要部の縦断面図。

【図 2】図 1 (A) の I I - I I 線断面図。

【図 3】第 1 の実施の形態の内視鏡用処置具のシースの内部に挿通されたケーブルを示す斜視図。

【図 4】第 1 の実施の形態の内視鏡用処置具のケーブルの製造工程を説明するための説明図。

50

【図 5】第 1 の実施の形態のクリップ装置のケーブルにトルク T をかけたときにはたらくせん断応力の分布状態を説明するための説明図。

【図 6】第 1 の実施の形態の内視鏡用処置具のケーブルによる回転駆動力の伝達時における入力角度と出力角度との関係を従来例と比較して説明するための特性図。

【図 7】第 1 の実施の形態のクリップ装置の動作を説明するもので、(A) はクリップの挟持部を最大拡開位置まで拡開させた状態を示す要部の縦断面図、(B) は(A) のクリップ装置を軸回り方向に 90° 回転させた状態を示す要部の縦断面図。

【図 8】第 1 の実施の形態のクリップ装置によるクリップ動作を説明するもので、(A) はクリップの挟持部を閉じる位置まで移動させたのち連結板のフック部が引き伸ばされてクリップのベースリングとの係合が解除された状態を示す要部の縦断面図、(B) は(A) のクリップ装置を軸回り方向に 90° 回転させた状態を示す要部の縦断面図。 10

【図 9】第 1 の実施の形態のクリップ装置によるクリップ動作を説明するもので、(A) はケーブルに曲がり癖がない場合のクリップ動作を説明するための要部の縦断面図、(B) は(A) のクリップ装置のケーブルに曲がり癖がある場合のクリップ動作を説明するための要部の縦断面図。

【図 10】第 1 の実施の形態のクリップ装置によるクリップ動作を説明するもので、(A) はケーブルに曲がり癖がない場合のクリップ動作を説明するための要部の縦断面図、(B) は(A) のクリップ装置のケーブルに曲がり癖がある場合のクリップ動作を説明するための要部の縦断面図。

【図 11】本発明の第 2 の実施の形態の回転式パピロトームを示すもので、(A) は回転式パピロトームの挿入部の先端側の部分を示す側面図、(B) は回転式パピロトームの挿入部の先端側の部分の内部構成を示す要部の縦断面図、(C) は(B) の X I C - X I C 線断面図。 20

【図 12】第 2 の実施の形態の回転式パピロトームの動作を説明するもので、(A) は切開ワイヤの手元端を牽引することによりカテーテルチューブの先端部が湾曲して起立した状態を示す斜視図、(B) は切開ワイヤの手元端の回転操作に伴いその回転操作に追従してパピロトームの先端の切開ワイヤの向きが手元端の回転操作の向きと同方向に向いた状態を示す斜視図。

【図 13】内視鏡用処置具が内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿入された状態を示す全体の概略構成図。 30

【図 14】従来の内視鏡用処置具のケーブルによる回転駆動力の伝達時における入力角度と出力角度との関係を説明するための特性図。

【図 15】従来の内視鏡用処置具のケーブルによる回転駆動力の伝達状態を説明するための説明図。

【図 16】従来の内視鏡用処置具のケーブルによる回転駆動力の伝達状態を説明するもので、(A) は真直度の高い操作ケーブルによる回転駆動力の伝達状態を示す側面図、(B) は真直度の低い操作ケーブルによる回転駆動力の伝達状態を示す側面図、(C) はケーブルによる回転駆動力の伝達時にシースの内部でケーブルのうねりや、大きな回転抵抗が各所で発生した状態を説明するための説明図。

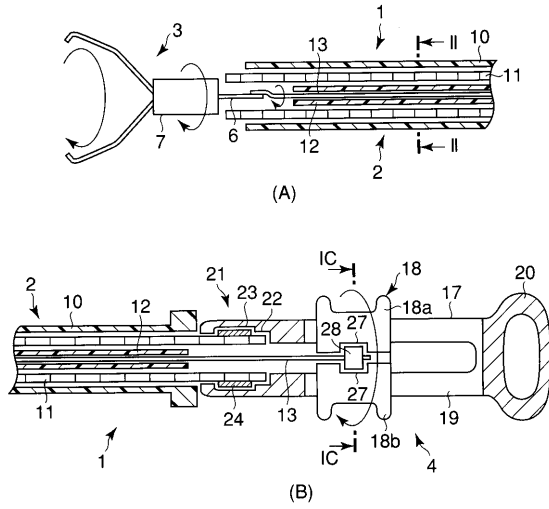
【図 17】(A) は本発明のインナーチューブの挿通状態を示す斜視図、(B) はケーブルとシースの間の隙間に挿入されたインナーチューブの作用を説明するための説明図。 40

【符号の説明】

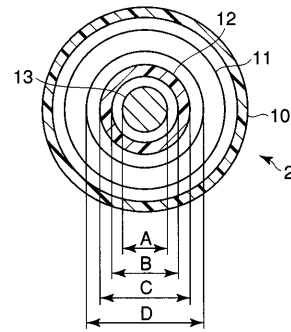
【 0 0 8 9 】

2 ... 挿入部、 3 ... クリップ (処置部)、 4 ... 操作部、 1 0 ... 保護チューブシース、 1 1 ... 密巻コイルシース、 1 3 ... 操作ケーブル。

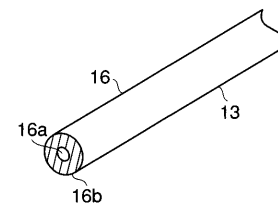
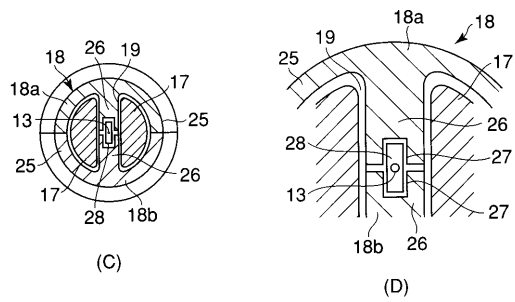
【 図 1 】



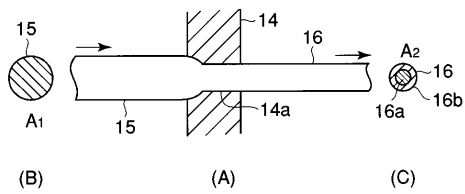
【 図 2 】



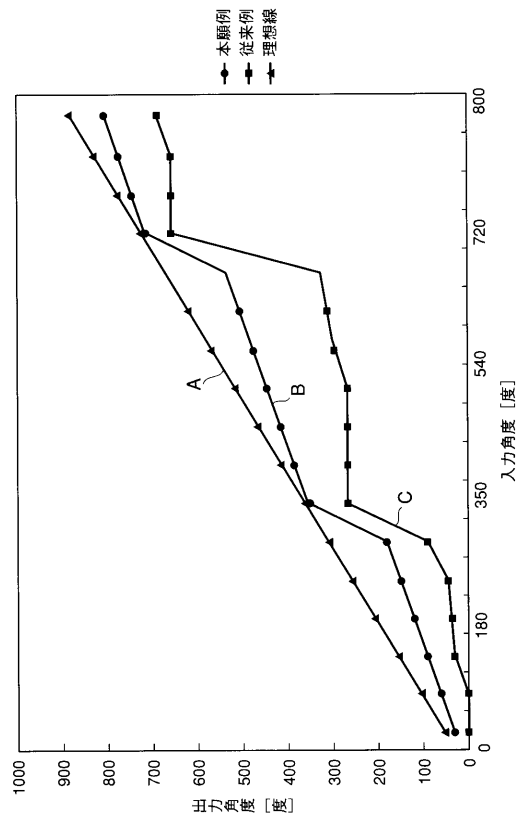
【 図 3 】



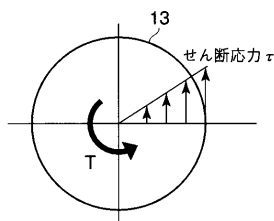
【 図 4 】



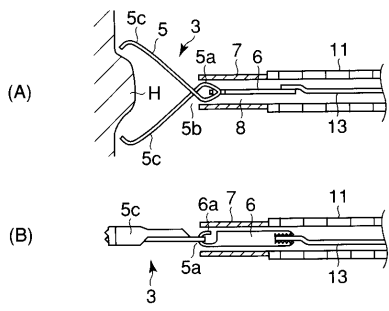
【 図 6 】



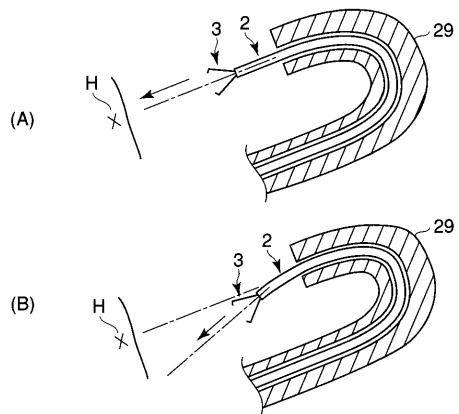
【 図 5 】



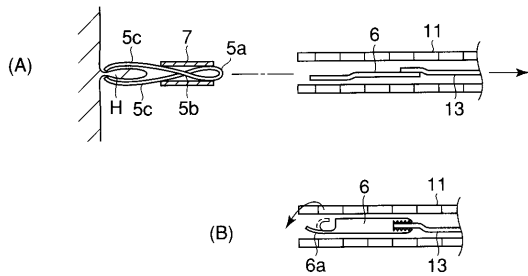
【 図 7 】



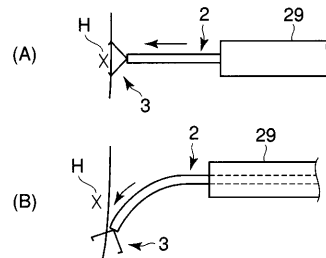
【 図 9 】



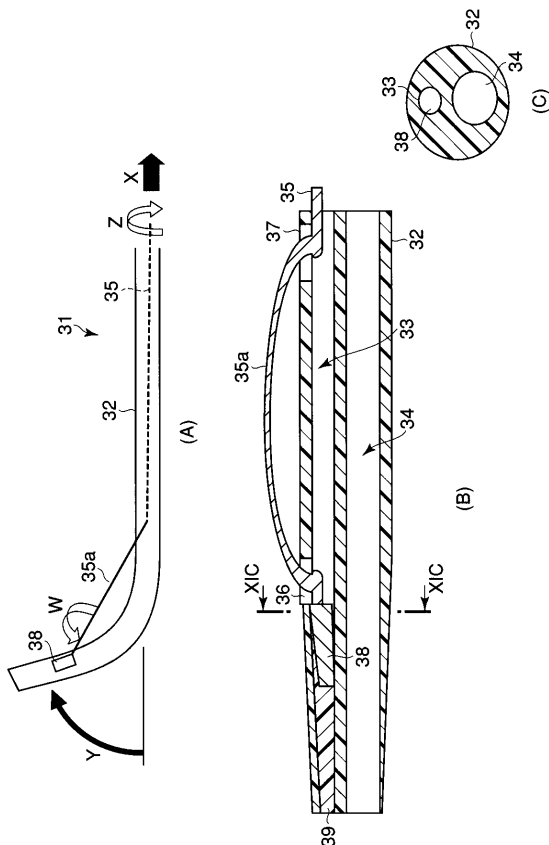
【 図 8 】



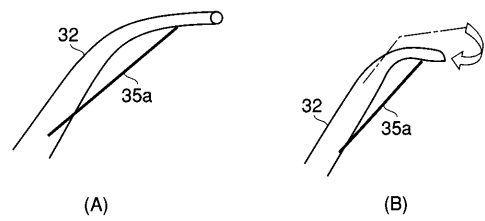
【 図 10 】



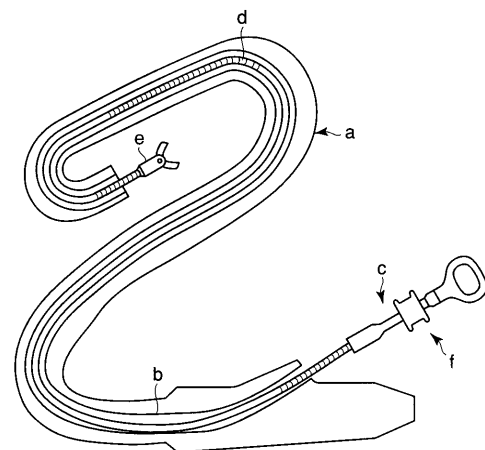
【 図 11 】



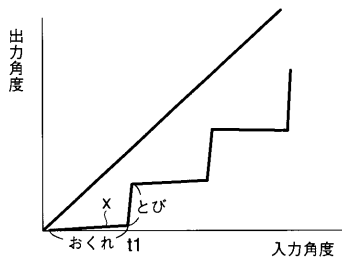
【 図 12 】



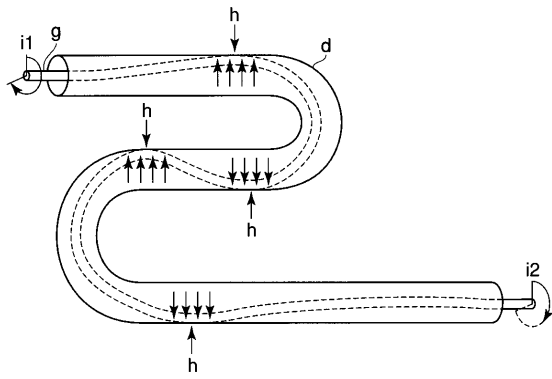
【 図 13 】



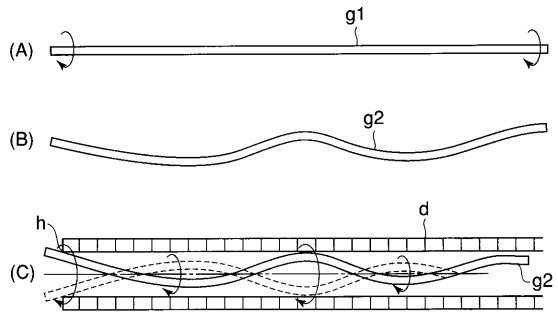
【 図 1 4 】



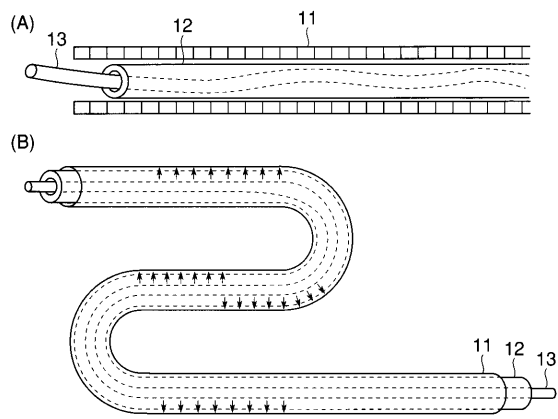
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C060 DD01 DD12 DD22 EE24 EE28 FF01 FF19 GG22 GG28 GG29
GG32 KK03 KK06 KK12 MM24
4C061 GG15

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2005046488A	公开(公告)日	2005-02-24
申请号	JP2003283458	申请日	2003-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鈴木孝之		
发明人	鈴木 孝之		
IPC分类号	A61B17/12 A61B1/00 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/12.320 A61B1/00.334.D A61B17/28.310 A61B17/32.330 A61B17/39.310 A61B1/018.515 A61B17/122 A61B17/128 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/DD01 4C060/DD12 4C060/DD22 4C060/EE24 4C060/EE28 4C060/FF01 4C060/FF19 4C060/GG22 4C060/GG28 4C060/GG29 4C060/GG32 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK12 4C060/MM24 4C061/GG15 4C160/DD01 4C160/DD19 4C160/DD29 4C160/EE22 4C160/EE24 4C160/FF19 4C160/GG22 4C160/GG28 4C160/GG29 4C160/GG32 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK16 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN04 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C161/GG15		
代理人(译)	河野 哲		
其他公开文献	JP4388324B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜用处置工具，该处置工具易于使用并且在将旋转驱动力沿围绕操作部侧的轴线的方向传递至输出端侧时旋转延迟，并且不易引起不均匀和跳动。这是最主要的功能。解决方案：插入紧密缠绕的线圈护套11中的操作电缆13的远端部分连接到夹子3，电缆13的近端部分连接到操作部分4。内窥镜处理工具中的电缆13通过使绕线的线圈护套11沿绕轴线方向旋转来旋转地驱动夹子3，该电缆13使用具有高扭转刚度和低弯曲刚度的电缆材料。是的。[选型图]图1

