

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6109449号
(P6109449)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 1 0 A
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-564104 (P2016-564104)
 (86) (22) 出願日 平成28年4月15日 (2016.4.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/062128
 審査請求日 平成28年10月21日 (2016.10.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-101183 (P2015-101183)
 (32) 優先日 平成27年5月18日 (2015.5.18)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100189913
 弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可撓管及びその可撓管を用いる挿入機器及び内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中心軸が同一となるように、それぞれ重ね合わせて嵌合されるとともに、素線を螺旋状に巻回して形成される複数の螺旋管を有する可撓管であって、

前記複数の螺旋管は、前記素線を初張力を有して密着するよう巻回して形成された1つ以上の密巻き部と、前記素線を一定間隔の隙間を空けて巻回して形成された、前記密巻き部の少なくとも一端に隣接する疎巻き部とをそれぞれ前記中心軸方向に交互に有する第1の螺旋管と、

前記素線を初張力を有して密着するよう巻回して形成された1つ以上の密巻き部と、前記素線を一定間隔の隙間を空けて巻回して形成された、前記密巻き部の少なくとも一端に隣接する疎巻き部とをそれぞれ前記中心軸方向に交互に有する第2の螺旋管とを含み、前記第1の螺旋管の疎巻き部に対して前記第2の螺旋管の密巻き部が対向し、前記第1の螺旋管の密巻き部に対して、前記第2の螺旋管の疎巻き部が対向する位置関係になるように、前記第1の螺旋管と前記第2の螺旋管とが重ね合わせて嵌合されることを特徴とする可撓管。

【請求項 2】

それぞれ重ね合わせて嵌合された前記第1の螺旋管と前記第2の螺旋管とは、長手方向に沿った全長が略一定になるように規定されることを特徴とする請求項1に記載の可撓管。

【請求項 3】

10

20

前記第 1 の螺旋管における疎巻き部の長さよりも前記第 2 の螺旋管における密巻き部の方が長く形成され、

前記第 1 の螺旋管と前記第 2 の螺旋管とが重ね合わされた際に、前記第 1 の螺旋管の疎巻き部に隣接する密巻き部に、前記第 2 の螺旋管の密巻き部が常に掛かるように配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の可撓管。

【請求項 4】

前記可撓管は開口から管孔内の所定の位置まで挿入され、

前記第 1 の螺旋管の疎巻き部に前記第 2 の螺旋管の密巻き部が対向して配置される構造部分は、前記管孔の開口から前記所定の位置までの距離で規定された任意の長さを有することを特徴とする請求項 1 に記載の可撓管。

10

【請求項 5】

前記第 1 の螺旋管と前記第 2 の螺旋管とはそれぞれ間隔を空けて嵌め合わされて配置され、

前記第 1 の螺旋管と前記第 2 の螺旋管との少なくとも一方の表面に摩擦係数を低下させる処理が施されていることを特徴とする請求項 1 に記載の可撓管。

【請求項 6】

請求項 1 に記載される前記可撓管を搭載することを特徴とする挿入機器。

【請求項 7】

請求項 1 に記載される前記可撓管を搭載することを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部に設けられて、均等な曲率で曲がり挿入性が良好な弾発性を有する可撓管及びその可撓管を備える挿入機器及び内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、内視鏡の長尺な挿入部は、湾曲箇所が存在する体腔内又は管腔内に挿入されている。挿入部は、挿入される先端側の先端部と、先端部の基端側に連なる湾曲部と、さらに湾曲部に連なり操作部までを繋ぐ可撓管とで構成される。先端部には、少なくとも撮像光学系等が搭載されている。

30

【0003】

この湾曲部は、関節部位に連結された複数の環状部材で構成され、ワイヤ牽引により能動的に湾曲動作が行われている。可撓管は、挿入する際に湾曲部に続いて挿入され、管腔内の湾曲状況に適するように湾曲しつつ、挿入される先端部への推進力の伝達を担っている。また、可撓管として挿入部に実装する場合には、螺旋管に網状管を被せ、さらに、ゴムや熱可塑性エラストマー等の弾性部材のチューブからなる外皮部を被せた積層構造となっている。

【0004】

その可撓管に用いられる螺旋管として、例えば、特許文献 1：特開 2013-097327 号公報には、帯状の素線を密着させて螺旋状に巻回させた密巻き（又は、密着巻き）部と、その素線に所定間隔を空けて螺旋状に巻回させた疎巻き部とが交互に配置される構造が提案されている。この螺旋管は、疎巻き部と初張力が付与される密巻き部とを配設することにより、可撓管に小さな荷重が加わったとしても、可撓管は撓まず直線状態を維持し、大腸などの屈曲箇所に着いた際には、可撓管が大きく撓むことで、腸に強いテンションを与えず、患者に負担をかけることがない。さらに、密巻き部には初張力が付与されていることから、可撓管への荷重が除去されると直線状態に戻ろうとする良好な弾発性を有し、腸の直線化を容易にするという技術的特徴を有している。

40

【発明の概要】

【0005】

前述した特許文献 1：特開 2013-097327 号公報に開示される螺旋管は、密巻

50

き部と疎巻き部とが交互に配置されており、曲がった際に疎巻き部の方が湾曲しやすいため、均一な曲率では曲がっていない。これは、密巻き部と疎巻き部における硬さが大きく異なっているため、後述する図5Aに示したように、密巻き部に比べて疎巻き部の方が曲がり易くなっている。例えば、観察対象の管腔部の開口から挿入部を差し入れて、その先端部を推進させるために押し入れようとする、比較的真っ直ぐな密巻き部から曲がり易い疎巻き部が変わった際に、操作者は、手持ち位置や力の加え加減を変えて、可撓管が滑らかに曲がらなくともスムーズに挿入されるように配慮している。さらに、疎巻き部には初張力が付与されていないことから、可撓管への荷重が除去されたとしても、直線状態に戻ろうとする弾発性が小さい。

【0006】

10

本発明は、第1の螺旋管の疎巻き部を補うように第2の螺旋管の密巻き部を宛がうことで、疎巻き部に対して硬さと弾発性を補充し、密巻き部と疎巻き部に同じ曲率の曲がりを得て、所望の弾発性が発揮でき、且つ容易に挿入動作を行うことができる可撓管及びその可撓管を用いる挿入機器を提供する。

【0007】

上記目的を達成するために、本発明に従う実施形態の可撓管は、中心軸が同一となるように、それぞれ重ね合わせて嵌合されるとともに、素線を螺旋状に巻回して形成される複数の螺旋管を有する可撓管であって、前記複数の螺旋管は、前記素線を初張力を有して密着するよう巻回して形成された1つ以上の密巻き部と、前記素線を一定間隔の隙間を空けて巻回して形成された、前記密巻き部の少なくとも一端に隣接する疎巻き部とをそれぞれ前記中心軸方向に交互に有する第1の螺旋管と、前記素線を初張力を有して密着するよう巻回して形成された1つ以上の密巻き部と、前記素線を一定間隔の隙間を空けて巻回して形成された、前記密巻き部の少なくとも一端に隣接する疎巻き部とをそれぞれ前記中心軸方向に交互に有する第2の螺旋管とを含み、前記第1の螺旋管の疎巻き部に対して前記第2の螺旋管の密巻き部が対向し、前記第1の螺旋管の密巻き部に対して、前記第2の螺旋管の疎巻き部が対向する位置関係になるように、前記第1の螺旋管と前記第2の螺旋管とが重ね合わせて嵌合される。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る内視鏡本体の外観の構成を示す図である。

30

【図2】図2は、第1の実施形態における可撓管の縦断面構造を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る第1の螺旋管と第2の螺旋管の側面における位置関係と、各可撓管の硬さと弾発性との関係を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る第1螺旋管と第2の螺旋管の互いの硬さを補完するように嵌め合わせた状態のときに曲げた形状を示す断面図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係る第1螺旋管又は第2の螺旋管を曲げた形状を示す図である。

【図5B】図5Bは、第1螺旋管と第2の螺旋管を嵌め合わせた状態のときに曲げた形状を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る第1の螺旋管と第2の螺旋管の中心軸が一致する可撓管の横断面構成を示す図である。

40

【図7】図7は、第2の実施形態に係る可撓管の断面構成を示す図である。

【図8】図8は、第2の実施形態の可撓管が曲げられた時の形状を示す断面図である。

【図9】図9は、第3の実施形態に係る可撓管の第1の螺旋管と第2の螺旋管の側面における位置関係と、可撓管と各螺旋管の硬さと弾発性との関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

〔第1の実施形態〕

図1は、第1の実施形態に係る内視鏡本体の外観の構成を示す図である。

50

内視鏡 1 は、管腔内や管孔内等に挿入される細長い挿入部〔挿入機器〕2 と、挿入部 2 の基端側と連結し、内視鏡 1 を操作する操作部 3 とで構成される。本実施形態の内視鏡 1 は、生体内を観察するための内視鏡と、金属配管や内燃機関等の内部を観察するための内視鏡、所謂、工業内視鏡のいずれに対しても適用することができる。尚、以下の実施形態において記載する、硬さ及び弾発性は、次の意味を示唆しているものとする。硬さは、「外部から力を加えたときの撓みづらさ」を示唆し、弾発性は、「外部から力を加えたときに、螺旋管が変形した状態から元の形状（直線状態）への戻り易さ」を示唆する。次に初張力は、「素線を螺旋状に巻回する際の隣接する素線間に生じる内力（密着力）であること」を示唆しており、初張力をコントロールすることにより、硬さ及び弾発性を変化させることができる。

10

【0010】

挿入部 2 は、主として、撮像部の撮像光学系や照明窓等が搭載される硬質部材からなる先端部 11 と、この先端部 11 の基端側に連なり、能動的に湾曲する湾曲部 12 と、さらに湾曲部 12 に連なり操作部本体 3a までを繋ぐ軟性な可撓管 13 と、で構成されている。挿入部 2 は、用途によっては別途、挿入部 2 内部に、処置具を嵌装するための鉗子チャンネルや、送気送水管路（チューブ）等が並設され、先端部 11 の先端面 11a に、これらの各開口が形成されている。

【0011】

湾曲部 12 は、複数の環状の駒部材（図示せず）が、互いの関節部を回動可能に連結する公知な構成であり、少なくとも直交する方向で交互に関節部が設けられている。先端側の駒部材に接続された複数のワイヤ（図示せず）を操作部 3 に設けられたアングルノブ 14, 15 に接続して、各アングルノブ 14, 15 を回動操作することで、ワイヤを牽引して、湾曲部 12 を能動的に湾曲動作させている。

20

【0012】

操作部 3 は、操作部本体 3a が片手で把持し易い略長方形形状を成し、その側面上部にはユニバーサルケーブル 5 が接続され、下端には湾曲部 12 の基端側が連結されて、略 L 字形の形態を成している。ユニバーサルケーブル 5 は、図示しない画像・制御信号用ケーブル、電源ケーブル及び照明光を導光するライトガイド等が束ねられて、樹脂からなる被覆部材で覆われ、ケーブル先端にはコネクタ端子 6 が設けられている。このコネクタ端子 6 は、少なくとも図示しない画像処理ユニット及び光源ユニットに接続される。内視鏡 1 は、システム構成として、他にも、モニタ及び入力機器を備え、必要に応じて、送気・送水及び吸引のためのポンプ機器や処置のための機器等が配備される。

30

【0013】

操作部本体 3a の正面には、湾曲部 12 を湾曲させる 2 つのアングルノブ（14, 15）が同じ回転中心位置となるように重ねられて配置されている。ユニバーサルケーブル 5 が設けられた側面の反対側の側面で指掛かりがよい位置に、吸引スイッチ 16 及び送気・送水スイッチ 17 が並設されている。さらに、操作部本体 3a の上面には、撮像光学系による内視鏡画像を撮影するためのシャッタスイッチを含む撮影用スイッチ 18 が設けられている。

【0014】

本実施形態のアングルノブ 14, 15 は、それぞれが回動により、湾曲部 12 を上下（up/down）方向（第 1 の軸方向）に湾曲させる U D ノブ（第 1 の操作部）14 と、第 1 の軸方向と直交する左右（left/right）方向（第 2 の軸方向）に湾曲させる R L ノブ（第 2 の操作部）15 とで構成される。本実施形態では、手動のアングルノブを例として示しているが、モータ等の駆動源により湾曲動作させるモータスイッチからなるアングルノブであってもよい。

40

【0015】

次に、可撓管 13 の構造について説明する。

図 2 は、本実施形態の可撓管の断面構造を示す図である。図 3 は、第 1 の螺旋管と第 2 の螺旋管の側面における位置関係と、各可撓管の硬さと弾発性との関係を示す図である。

50

図4は、第1螺旋管24と第2の螺旋管25の互いの硬さを補完するように嵌め合わせた状態のときに曲げた形状を示す断面図である。図5Aは、第1螺旋管24又は第2の螺旋管25の何れか1つを曲げた形状を示す図であり、図5Bは、第1螺旋管24と第2の螺旋管25を嵌め合わせた状態のときに曲げた形状を示す図である。図6は、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25が、互いの長手方向の中心軸（長手軸）Lが一致するように嵌め合わされている可撓管13の断面構成を示す図である。

【0016】

通常、可撓管13は、管腔内に挿入部2を挿入する際に、湾曲部12に続いて挿入され、管腔内の湾曲状況に適するように湾曲し、且つ挿入される先端部11への推進力の伝達を担っている。

10

図2に示すように、可撓管13は、中空形状を成し、図示していないが、内部には、湾曲操作のためのワイヤと、照明光を導光するためのライトガイド（光ファイバーケーブル）と、撮像信号を送信する信号ケーブル等が配設され、さらに設計仕様に応じて、鉗子チャンネルや送水吸引管路（チューブ）が配設されている。

【0017】

可撓管13は、湾曲自在で内側に配置された螺旋管〔第1の螺旋管〕24及び外側に配置された螺旋管〔第2の螺旋管〕25と、螺旋管25の外向面を被覆する網目状の網状管23と、さらに網状管23の外向面を水密に外装し弾性を有する樹脂製チューブからなる外皮部22と、による積層構造に構成されている。ここで、網状管23と外皮部22は、螺旋管24、25に対して外層部を形成する。

20

【0018】

第1螺旋管24と第2の螺旋管25とは、当接又は、極狭い間隔を空けて嵌め合わされて配置され、互いに異なる伸縮であっても、互いにスムーズな摺動を行っている。その際に、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25において、少なくとも一方の螺旋管表面に摩擦係数を低下させる処理（例えば、低摩擦係数の材料による表面コーティング処理、又は、表面に微細なドットの凸状部位の形成による点接触等）を施してもよい。

【0019】

これらの第1、第2の螺旋管24、25は、曲げ等による外力が加わると、共に、長手方向に沿って、全長が変化し得る。このため、第1、第2の螺旋管24、25は、被覆する網状管23と外皮部22と共に、先端側と基端部側の両端で、例えば、半田、接着剤又は、レーザー溶接等により固着されている。可撓管13は、被覆する外層部に制限を受けて、螺旋管24、25が内部の伸縮で長さの変化を吸収するため、長手方向に沿った全長が規定される。従って、可撓管13は、直線状態であっても、曲げられた状態であっても、その先端と基端との間で規定される全長は略一定である。

30

【0020】

第1の螺旋管24と第2の螺旋管25は、共に同等で、帯状で長尺な金属製の薄板26からなる素線が、隙間ができないように密着させて螺旋状に巻回されて管状に形成された密巻き部（又は、密着巻き部）24a、25aと、一定間隔の隙間を空けて螺旋状に巻回されて管状に形成された疎巻き部24b、25bと、が任意の長さで組み合わされて形成されている。図3に示す例では、密巻き部24a、25aと、疎巻き部24b、25bとが交互に配置されている。

40

【0021】

このような巻回により、第1、第2の螺旋管24、25は、長手方向の中心軸L（又は長手軸）に沿って、同様な初張力を有している。但し、密巻き部24a、25aに付与される初張力は、略同一であることが好ましいが、限定されるものではなく、設計に従えば異なる初張力であってもよい。また、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25の巻回方向（螺旋方向）は、嵌め合わせた際に、同じ方向となるように巻回されても、互いに逆方向となるように巻回されてもよい。

【0022】

図3及び図4に示すように、第1の螺旋管24に第2の螺旋管25を嵌め合わせた際に

50

、第1の螺旋管24の疎巻き部24bと第2の螺旋管25の密巻き部25aとが対向し、疎巻き部24bと密巻き部25aとが対向する位置関係となっている。ここでは、重ね合わせるように嵌合される際に、第1の螺旋管24の疎巻き部24bに第2の螺旋管25の密巻き部25aにおけるそれぞれの長手方向における略中央が一致するように対向させて配置する。この例では、第1の螺旋管24の疎巻き部24bと、第2の螺旋管25の密巻き部25aとが長手方向において、略同等の長さを有し、疎巻き部24bを密巻き部25aが丁度に覆うことができる。尚、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25の巻回方向（螺旋方向）は、嵌め合わせた際に、同じ方向に巻回されても、互いに逆方向に巻回されてもよい。

【0023】

10

図3に示すように、密巻き部と疎巻き部における硬さと弾発性の特性は、段差を有するパルス形状になっており、嵌合された第1の螺旋管24と第2の螺旋管25においては、これらの硬さと弾発性の差を補完又は相殺するように、密巻き部24aと疎巻き部25b、及び疎巻き部24bと密巻き部25aの組み合わせで対向するように配置している。本実施形態では、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25が同じ硬さと弾発性の特性を有しているため、この配置構成による可撓管13の硬さと弾発性は、一定の値となる。

【0024】

従って、図5Aに示すように、第1の螺旋管24のみを曲げた場合には、曲がりの少ない密巻き部と曲がりの多い疎巻き部とが交互に配置されているため、多関節構造のような曲がり形状となっている。これに対して、図5Bに示すように、硬さを補完するように嵌め合わせた第1の螺旋管24と第2の螺旋管25による可撓管13は、同じ曲率による滑らかな円弧の形状に曲がっている。

20

【0025】

以上のように本実施形態によれば、嵌め合わされた第1の螺旋管24の疎巻き部24bに第2の螺旋管25の密巻き部25aが、互いの硬さを補完するように配置されることから、可撓管13の硬さは、略均一になる。このため、第1の螺旋管24の疎巻き部24bのみが曲がることはなく、均一な曲がりとなり、例えば、大腸の屈曲部を通過する際には、図5Bに示すように、可撓管13は滑らかな円弧に曲がることことができる。

【0026】

さらに、第1の螺旋管24の弾発力が少ない疎巻き部24bに、第2の螺旋管25の密巻き部25aを宛がうことにより弾発性も均一化され、屈曲部通過後には、第1の螺旋管24の密巻き部24aと第2の螺旋管25の密巻き部25aの弾発力によって、元の真っ直ぐな状態に容易に戻ることができる。また、腸を直線化する際、可撓管13のいかなる部分が腸の屈曲部に位置したとしても、常に弾発性が良好であるため、直線化が容易となる。

30

【0027】

また、本実施形態では、図6に示す可撓管13の断面構造のように、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25は、互いに長手方向の中心軸Lが一致するように嵌め合わされている。このため、図4に示すように可撓管13が荷重Fが掛けられて曲げられた際に、第1の螺旋管24と第2の螺旋管25は、同軸上で一体的に曲がることとなる。従って、上下左右、その他いかなる方向に可撓管13が曲げられたとしても、同じ曲率による滑らかな円弧の形状に曲がることことができる。

40

【0028】

[第2の実施形態]

次に、第2の実施形態に係る可撓管について説明する。

図7は、第2の実施形態に係る可撓管13の断面構成を示す図である。図8は、第1の螺旋管24の硬さを第2の螺旋管25の硬さが補完するように嵌め合わせた構成の可撓管13が曲げられた時の形状を示す断面図である。

【0029】

本実施形態では、可撓管13の長手軸の軸方向（中心軸L）において、第2の螺旋管2

50

5の密巻き部25aの方が第1の螺旋管24の疎巻き部24bよりも長くなるように設定されている。可撓管13は、第2の螺旋管24の疎巻き部24bを含み、その両側の密巻き部24aまで、第2の螺旋管25の密巻き部25aが覆うように掛かる構成である。これ以外の構成は、前述した第1の実施形態と同等で有り、ここでの説明は省略する。

【0030】

本実施形態は、図7に示すように、第1の螺旋管24の疎巻き部24bの長さ24b1L、24b2Lよりも、第2の螺旋管25の密巻き部25a1、25a2の長さ25a1L、25a2Lの方が長く設定されている。ここでは、第1の螺旋管24の疎巻き部24bと第2の螺旋管25の密巻き部25aは、重ね合わせるように嵌合する際に、長手方向で疎巻き部24bの中央に、第2の螺旋管の密巻き部の略中央が一致するように対向して配置する。

10

【0031】

従って、第1の螺旋管24の疎巻き部24bを含めて、両側に配置される密巻き部24aまで掛かるように、第2の螺旋管25の密巻き部25a1、25a2の長さが調整されている構成である。また逆の構成であれば、第1の螺旋管24の密巻き部24aの長さ24aLは、第2の螺旋管25の疎巻き部25bの長さ25bLよりも長く、第1の螺旋管24の密巻き部24aに、第2の螺旋管25の密巻き部25aがかかっている状態になる。即ち、互いの螺旋管の密巻き部が両端で重なり合った状態を示唆する。

【0032】

前述したように、本実施形態の可撓管13は、湾曲部に接続する先端側及び、内視鏡操作部に接続する基端側の両端で固着され、第1、第2の螺旋管24、25は、外層部内で伸縮による摺動移動が可能である。図8に示すように、可撓管13が曲げられた際に、第1の螺旋管24の密巻き部24aは、可撓管13の中心軸の長手方向に長さ $\Delta 24aL$ だけ伸びる。一方で、第1の螺旋管24の疎巻き部24b1、24b2は、第1の螺旋管24の密巻き部24aの伸びを吸収して、可撓管13の中心軸の長手方向に長さ $\Delta 24b1L$ 、 $\Delta 24b2L$ としてそれぞれに縮む。

20

【0033】

同様に、第2の螺旋管25の密巻き部25a1、25a2は、それぞれ長さ $\Delta 25a1L$ 、 $\Delta 25a2L$ ずつ伸張り、第2の螺旋管25の疎巻き部25bは、それらの伸張分を吸収して、長さ $\Delta 25bL$ が縮む。

【0034】

第1の螺旋管24の疎巻き部24bの長さ24bLよりも、第2の螺旋管25の密巻き部25aの長さ25aLの方が長く設定される。即ち、第1の螺旋管24の密巻き部24aの端に、第2の螺旋管25の密巻き部25aの端が重複するように掛かるように配置する。この構成により、可撓管13が直線状態であっても、曲げられた状態であっても、常に、第1の疎巻き部24bは、第2の螺旋管25の密巻き部25aに覆われていることとなる。よって、第1の螺旋管24の疎巻き部24bと第2の螺旋管25の疎巻き部25b1、25b2が重なることはない。

30

【0035】

一方で、第1の螺旋管24の疎巻き部24b1又は24b2に対して、局所的に負荷（曲げる力）が加わった場合には、第1の螺旋管24の疎巻き部24b1又は24b2が集中的に曲がる。これらの曲がりにより、第1の螺旋管24の疎巻き部24b1又は24b2が長手方向に伸びることがある。このような伸びが生じた状態であっても、第1の螺旋管24の疎巻き部24b1又は24b2が、第2の螺旋管25の密巻き部25b1又は25b2によって覆われるように、それらの長さを設定しておくことが好ましい。

40

【0036】

本実施形態によれば、前述した第1の実施形態と同等の効果を奏する。即ち、螺旋管における疎巻き部と密巻き部が、互いの硬さと弾発性を補完するように配置されることから、可撓管を硬さを略均一することができ、同じ曲率による滑らかな円弧の形状に曲げることができる。さらに、弾発性も均一化され、元の真っ直ぐな状態に容易に戻ることができる。

50

【 0 0 3 7 】

尚、前述した第 1 の実施形態では、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b が第 2 の螺旋管 2 5 の疎巻き部 2 5 b に覆われる範囲が生じる虞があるため、可撓管 1 3 の組立時に、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b と第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a との位置関係に注意していた。本実施形態では、常に、第 1 の螺旋管 2 4 の密巻き部 2 4 a に、第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a が掛かるように構成することで、組立時に大きい製造誤差が発生しても、確実に、第 2 の疎巻き部 2 5 b を第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a で覆うことができる。

【 0 0 3 8 】

[第 3 の実施形態]

次に、第 2 の実施形態に係る可撓管について説明する。

図 9 は、第 3 の実施形態に係る可撓管 1 3 の第 1 の螺旋管 2 4 と第 2 の螺旋管 2 5 の側面における位置関係と、可撓管 1 3 と各螺旋管 2 4 , 2 5 の硬さと弾発性との関係を示す図である。

本実施形態は、可撓管 1 3 において、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b に第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a が宛がわれるように嵌合されて硬さと弾発性を補う構造の長さを、第 1 の実施形態のように、可撓管 1 3 の全長に渡って重ね合わせるのではなく、挿入部 2 の先端部 1 1 から任意の長さに制限した例である。これ以外の構成は、前述した第 1 の実施形態と同等で有り、ここでの説明は省略する。

【 0 0 3 9 】

通常、可撓管 1 3 は、その全長が管腔内に挿入されるのではなく、管腔内に挿入される長さは、観察対象における管腔の開口から管腔内の所定の位置にある観察部位までの距離（長さ）に相当する。従って、その相当する長さから湾曲部の長さを差し引いた長さ分に、前述した第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b に第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a を宛がって硬さと弾発性を補う構造を適用すればよい。一般に、解剖学的に大腸内視鏡に本実施形態を適用する場合に、大腸内視鏡の挿入後の大腸の長さは、大凡 7 0 c m 程度といわれている。このため、大腸の奥（胃側）までの距離は、撓み分を考慮しても 9 0 c m 程度あれば、実用範囲内であり、良好な挿入性・操作性が維持される。

【 0 0 4 0 】

本実施形態では、挿入部 2 の先端部 1 1 から、例えば、9 0 c m 程度までを挿入長さとして、湾曲部の長さを差し引いた可撓管 1 3 の部分に、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b に第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a を宛がう構成とした例である。

【 0 0 4 1 】

本実施形態によれば、可撓管 1 3 で挿入される管部分であって、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b に第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a を宛がい、互いの硬さを補完するように配置される構成部分は、前述した第 1 の実施形態と同様に硬さが略均一になって、滑らかな円弧に曲がることことができる。また、第 1 の螺旋管 2 4 の疎巻き部 2 4 b に第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 b の弾発力が補われて、疎巻き部にも密巻き部と同等な弾発力が生じて、元の真っ直ぐな状態に容易に戻ることができる。

【 0 0 4 2 】

さらに、本実施形態では、必要な長さ分に、第 2 の螺旋管 2 5 の密巻き部 2 5 a を配置し、それ以外の部分を疎巻き部を適用することから、第 2 の螺旋管 2 5 の製造コストを抑えることができ、且つ内視鏡の重量が低減され、術者の疲労を低減することができる。

【 0 0 4 3 】

第 1 乃至第 3 の実施形態に係る可撓管においては、第 1 の螺旋管 2 4 に第 2 の螺旋管 2 5 が嵌合された二重構造の可撓管について説明したが、これに限定されるものではない。本実施形態の構造は、三重以上に重ねられた複数の螺旋管を嵌合する可撓管 1 3 でも適用でき、それらのうちで、重ねられた一組の単位で、それぞれの螺旋管が密巻き部と疎巻き部を有し、一方の疎巻き部に対して他方の密巻き部が宛がうように配置されていればよい。

10

20

30

40

50

また、前述した第1乃至第3の実施形態に係る可撓管は、挿入機器である内視鏡（挿入部）に搭載されて実施される。また、挿入機器は、挿入部2として構成してもよく、少なくとも可撓管13と湾曲部12で構成されている。

【0044】

本発明によれば、第1の螺旋管の疎巻き部を補うように第2の螺旋管の密巻き部を宛がうことで、疎巻き部に対して硬さと弾発性を補充し、密巻き部と疎巻き部に同じ曲率の曲がりを得て、所望の弾発性が発揮でき、且つ容易に挿入動作を行うことができる可撓管及びその可撓管を用いる挿入機器を提供することができる。

【0045】

以上説明した第1乃至第3の実施形態は、以下の作用効果を含んでいる。

10

(1) 第1の螺旋管24の疎巻き部24bの長手方向の長さに対して、第2の螺旋管25の密巻き部25aは、略同等の長さを有している。従って、略同等の長さで形成（巻回）すれば、疎巻き部24bを密巻き部25aが略同じ寸法で丁度に覆うことができる。また、第2の螺旋管25の密巻き部25aを第1の螺旋管24の疎巻き部24bよりも長く形成（巻回）することにより、密巻き部25aが疎巻き部24bに隣接する密巻き部24aの端に掛かるように覆うことができる。このように密巻き部24a、25aの端同士が重なるように配置されることで、可撓管13が大きく湾曲した場合であっても、第1の螺旋管24の疎巻き部24が第2の螺旋管13の密巻き部の重なり部分から、はみ出ることではない。

【0046】

20

(2) 第1の螺旋管の疎巻き部に第2の螺旋管の密巻き部が宛がわれるように配置することにより、

a) 第1の螺旋管の疎巻き部に第2の螺旋管の密巻き部を宛がい、互いの硬さを補完するように配置される。この構成は、硬さが略均一になり、同じ曲率の滑らかな円弧に曲ることができる。また、第1の螺旋管の疎巻き部に第2の螺旋管の密巻き部の弾発力が補われて、疎巻き部にも密巻き部と同等な弾発力が生じて、元の真っ直ぐな状態に容易に戻るることができる。

【0047】

b) 第1の螺旋管と第2の螺旋管とは、同一の中心軸Lを有して配置されている。このため、可撓管がいかなる方向に曲げられたとしても、弾発性は等方的となる。

30

c) 第1の螺旋管と第2の螺旋管とは、重ね合わせるように嵌合された状態で配置される。このため、可撓管が曲げられた際には、第1の螺旋管と第2の螺旋管との双方が変形するため、可撓管の変形量によらず、均一な弾発性を発揮する。

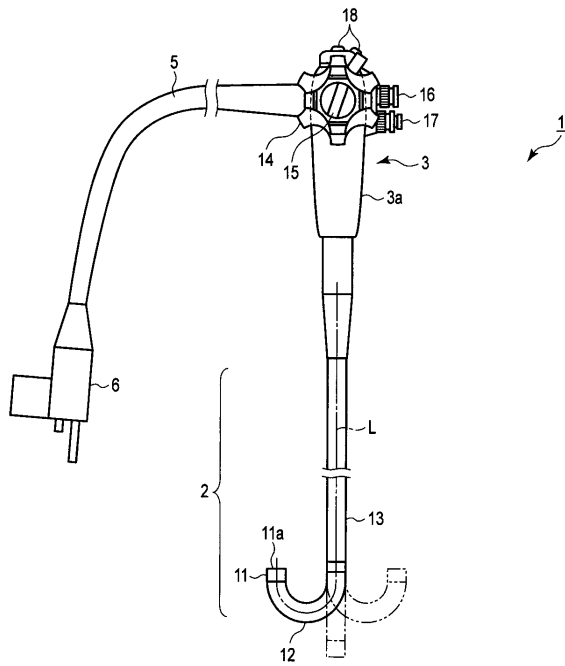
d) 可撓管の組立では、第1の螺旋管と第2の螺旋管との長手方向の位置関係を目視で確認しながら組立を行えることから、第1の螺旋管の疎巻き部に、第2の螺旋管の密巻き部を確実に配置させることができ、容易に組立を行うことができる。

【要約】

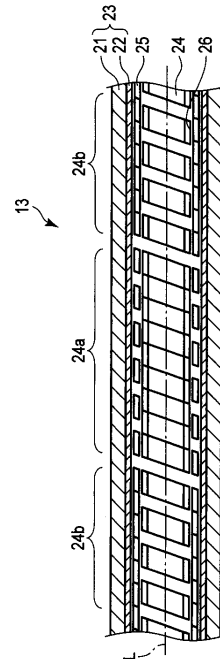
可撓管は、帯状の素線が巻回されて密巻き部と疎巻き部を有する複数の螺旋管が嵌合されて構成され、第1の螺旋管の疎巻き部が重ねられている第2の螺旋管の密巻き部に覆われるように配置されて均一化された硬さと弾発性を有する可撓管であり、挿入機器に適用される。

40

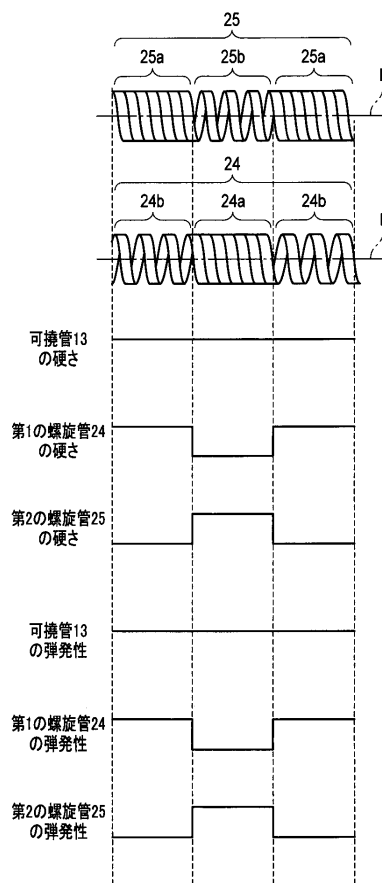
【図 1】



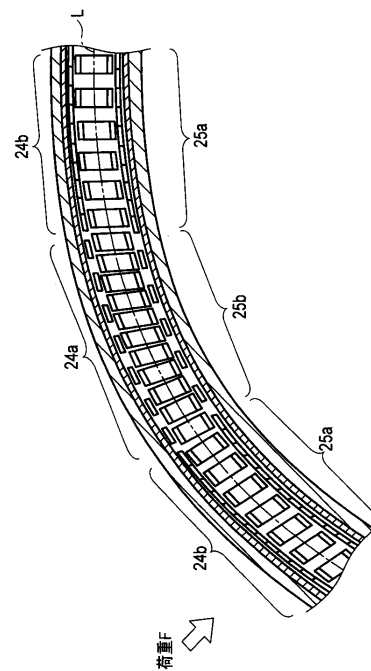
【図 2】



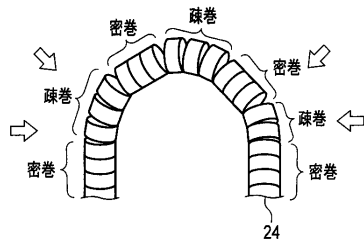
【図 3】



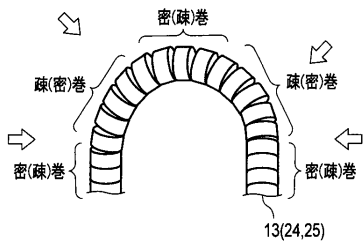
【図 4】



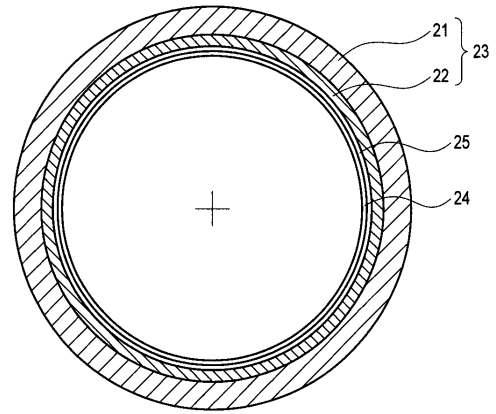
【図 5 A】



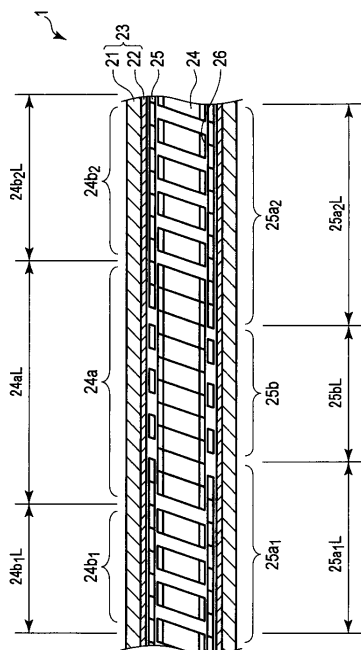
【図 5 B】



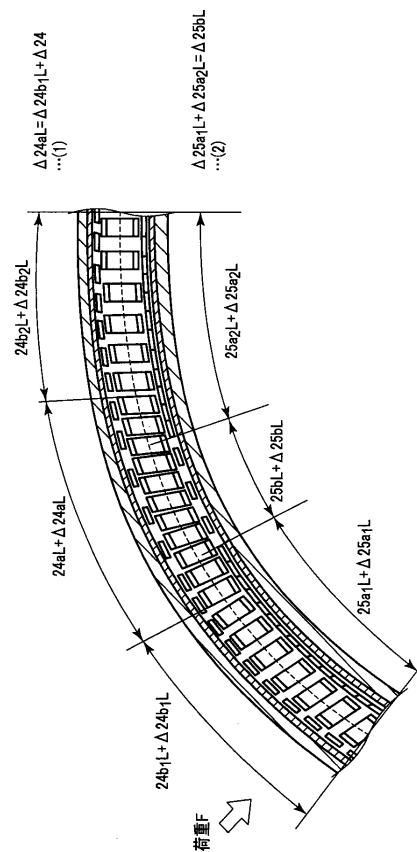
【図 6】



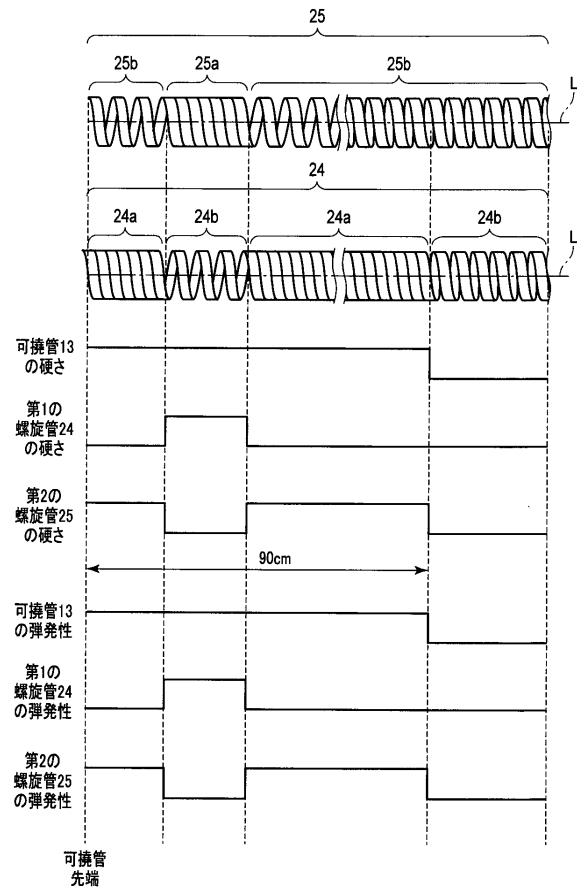
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 荒木 康平
東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 実開平0 6 - 0 2 3 5 0 1 (J P , U)
実開平0 1 - 1 1 2 8 0 1 (J P , U)
特開平0 5 - 3 2 3 2 0 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	柔性管和插入仪器以及使用柔性管的内窥镜		
公开(公告)号	JP6109449B1	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2016564104	申请日	2016-04-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	荒木康平		
发明人	荒木 康平		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/00 A61B1/00002 A61B1/00163 A61B1/01 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2015101183 2015-05-18 JP		
其他公开文献	JPWO2016185842A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

挠性管是通过缠绕带状的单丝并装配多个螺旋管而形成的，每个螺旋管具有闭合部分和松散部分。具有均匀硬度和弹性的挠性管被布置为被第二螺旋管的紧密缠绕部分覆盖，并且被应用于插入装置。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B1)	(11) 特許番号 特許第6109449号 (P6109449)
(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)	(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 G 0 2 B 23/24	3 1 0 A A
請求項の数 7 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-564104 (P2016-564104)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(86) (22) 出願日 平成28年4月15日(2016.4.15)	(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/062128	(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久	
審査請求日 平成28年10月21日(2016.10.21)	(74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹	
(31) 優先権主張番号 特願2015-101183 (P2015-101183)	(74) 代理人 100179062 弁理士 井上 正	
(32) 優先日 平成27年5月18日(2015.5.18)	(74) 代理人 100189913 弁理士 鶴飼 健	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
早期審査対象出願		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 可撓管及びその可撓管を用いる挿入機器及び内視鏡