

(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2012-120573

(P2012-120573A)

(43) 公開日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b>	1/00	4 C 0 6 1
<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00	3 1 O C
	A 6 1 B 1/00	3 1 O A
		4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2010-271547 (P2010-271547)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成22年12月6日 (2010. 12. 6)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

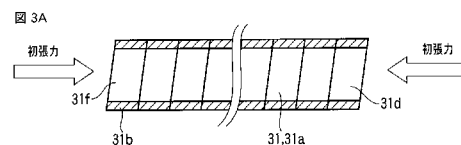
(54) 【発明の名称】 内視鏡

## (57) 【要約】

【課題】直線状態の可撓管部に荷重を加えても可撓管部の撓み量が小さく、撓んだ状態の可撓管部に荷重を加えると可撓管部の撓み量が大きくなる内視鏡を提供すること。

【解決手段】内視鏡1は、螺旋状の弾性管部材である可撓管部25を有している。弾性管部材は、初張力が付与された密着コイル31aによって形成されている。

【選択図】 図3A



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

螺旋状の弾性管部材である可撓管部を有する内視鏡であって、  
前記弾性管部材は、初張力が付与された密着コイルによって形成されていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2】**

前記密着コイルの基端部側に付与された前記初張力は、前記密着コイルの先端部側に付与された前記初張力よりも大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 3】**

前記密着コイルの素線の断面は、矩形形状を有していることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

**【請求項 4】**

前記密着コイルの素線の断面は、長円形状を有していることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

**【請求項 5】**

前記密着コイルの素線の断面は、円形状を有していることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、可撓管部を有する内視鏡に関する。

**【背景技術】****【0002】**

一般的に内視鏡は、可撓管部を有している。可撓管部は、例えば特許文献 1 に開示されている。この可撓管部は、例えば金属製の螺旋管と、この螺旋管の外側に配設され、螺旋管に積層する（螺旋管を被覆する）網状の網状管と、この網状管の外側に配設され、網状管に積層する（網状管を被覆する）外皮とを有している。このように可撓管部は、3 層構造を有している。

**【0003】**

可撓管部は、可撓性を有しており、そのため例えば荷重を受けることで撓む。このとき荷重と撓み量（変形量）とは比例しており、荷重が大きいほど、撓み量は大きくなる。この荷重は、例えば可撓管部が大腸内に挿入されて大腸における S 状結腸のような屈曲部に当接した時に腸から受ける外圧などを示す。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開平 11 - 285469 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

上述した可撓管部は、例えば大腸内に挿入され、屈曲部を通過する場合、小さな力で大きく撓む（曲がる）必要がある。

**【0006】**

また可撓管部が S 状結腸を通過した後、その後の可撓管部の挿入をしやすくするために、術者は可撓管部を略直線状にする必要がある。この後、略直線の可撓管部が撓んでしまうと、可撓管部の先端に力が伝わらず更に挿入が難しくなる。そのため可撓管部が一度直線状態になった後、可撓管部は容易に撓まないことが必要である。

**【0007】**

このように可撓管部において、これら 2 つの特性を両立することが困難である。そのため可撓管部は、直線状態で大きな荷重が加わっても小さく撓み（撓み量が小さく）、撓ん

10

20

30

40

50

だ状態で小さな荷重が加わっても大きく撓む（撓み量が大きい）必要がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、直線状態の可撓管部に荷重を加えても可撓管部の撓み量が小さく、撓んだ状態の可撓管部に荷重を加えると可撓管部の撓み量が大きくなる内視鏡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】

【 0 0 0 9 】

本発明は目的を達成するために、螺旋状の弾性管部材である可撓管部を有する内視鏡であって、前記弾性管部材は、初張力が付与された密着コイルによって形成されていることを特徴とする内視鏡を提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、直線状態の可撓管部に荷重を加えても可撓管部の撓み量が小さく、撓んだ状態の可撓管部に荷重を加えると可撓管部の撓み量が大きくなる内視鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】図 1 は、本発明に係る内視鏡の概略図である。

【図 2】図 2 は、可撓管部の 3 層構造を示す図である。

【図 3 A】図 3 A は、第 1 の実施形態の初張力が付与された螺旋管（密着コイル）を示す図である。

【図 3 B】図 3 B は、初張力の計測方法を示す図である。

【図 3 C】図 3 C は、帯状の薄板素材が螺旋形状に成形されることで形成される一般的な螺旋管を示す図である。

【図 3 D】図 3 D は、図 3 A に示す状態から初張力以上の荷重が加わり密着コイルが撓んでいる状態を示す図である。

【図 4】図 4 は、密着コイルと一般的な螺旋管とにおける、荷重と撓み量との関係を示す図である。

【図 5 A】図 5 A は、第 2 の実施形態において、密着コイルの先端部側と基端部側とにおける初張力の変化を示す図である。

【図 5 B】図 5 B は、第 2 の実施形態において、密着コイルの先端部側と基端部側とにおける初張力の変化を示す図である。

【図 6 A】図 6 A は、各実施形態の密着コイルの第 1 の変形例を示す図である。

【図 6 B】図 6 B は、各実施形態の密着コイルの第 2 の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

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。

図 1 と図 2 と図 3 A と図 3 B と図 3 C と図 3 D と図 4 とを参照して第 1 の実施形態について説明する。

図 1 に示すように内視鏡 1 には、患者の体腔内等に挿入される細長い挿入部 10 と、挿入部 10 の基端部と連結し、内視鏡 1 を操作する操作部 60 とが配設されている。

【 0 0 1 3 】

挿入部 10 は、挿入部 10 の先端部側から基端部側に向かって、先端硬質部 21 と、湾曲部 23 と、可撓管部 25 とを有している。先端硬質部 21 の基端部は湾曲部 23 の先端部と連結し、湾曲部 23 の基端部は可撓管部 25 の先端部と連結している。

【 0 0 1 4 】

先端硬質部 21 は、挿入部 10 の先端部であり、硬い。

湾曲部 23 は、後述する湾曲操作部 67 の操作によって、例えば上下左右といった所望の方向に湾曲する。湾曲部 23 が湾曲することにより、先端硬質部 21 の位置と向きとが変わり、観察対象物が観察視野内に捉えられ、照明光が観察対象物に照明される。

10

20

30

40

50

可撓管部 25 は、所望な可撓性を有しており、外力によって曲がる。可撓管部 25 は、操作部 60 における後述する本体部 61 から延出されている管状部材である。可撓管部 25 の構造については、後述する。

#### 【0015】

操作部 60 は、可撓管部 25 が延出している本体部 61 と、本体部 61 の基端部と連結し、内視鏡 1 を操作する操作者によって把持される把持部 63 と、把持部 63 と接続しているユニバーサルコード 65 とを有している。

#### 【0016】

把持部 63 には、湾曲部 23 を湾曲操作する湾曲操作部 67 が配設されている。湾曲操作部 67 は、湾曲部 23 を左右に湾曲操作させる左右湾曲操作ノブ 67a と、湾曲部 23 を上下に湾曲操作させる上下湾曲操作ノブ 67b と、湾曲した湾曲部 23 の位置を固定する固定ノブ 67c とを有している。

10

#### 【0017】

また、把持部 63 には、吸引スイッチ 69a と、送気・送水スイッチ 69b とを有するスイッチ部 69 が配設されている。スイッチ部 69 は、把持部 63 が操作者に把持された際に、操作者の手によって操作される。吸引スイッチ 69a は、先端硬質部 21 に配設される図示しない吸引開口部から図示しない吸引チャンネルを介して、粘液や流体等を内視鏡 1 が吸引するときに操作される。送気・送水スイッチ 69b は、先端硬質部 21 において図示しない撮像ユニットの観察視野を確保するために図示しない送気・送水チャンネルから流体を送気・送水するときに操作される。流体は、水や気体を含む。

20

#### 【0018】

また、把持部 63 には、内視鏡撮影用の各種ボタン 71 が配設されている。

#### 【0019】

ユニバーサルコード 65 は、図示しないビデオプロセッサや光源装置に接続する接続部 65a を有している。

#### 【0020】

次に図 1 と図 2 とを参照して、可撓管部 25 の構造について説明する。

可撓管部 25 は、例えば中空形状を有している。詳細には、図 2 に示すように可撓管部 25 は、例えば、螺旋管 31 と、この螺旋管 31 の外側に配設され、螺旋管 31 に積層する（螺旋管 31 を被覆する）網状の網状管 41 と、この網状管 41 の外側に配設され、網状管 41 に積層する（網状管 41 を被覆する）外皮 51 とを有している。

30

このように可撓管部 25 は、螺旋管 31 と網状管 41 と外皮 51 とからなる 3 層構造である。可撓管部 25 の直径は、例えば 12 mm となっている。

#### 【0021】

本実施形態の螺旋管 31 は、弾性力を有する螺旋状の弾性管部材である。この弾性管部材は、図 3A と図 4 とに示すように、初張力が付与された密着コイル 31a によって形成されている。螺旋管 31 が弾性力を有しているため、密着コイル 31a は例えば密着コイルバネとなっている。密着コイル 31a は、螺旋状の素線 31b によって形成される螺旋状の線材である。

40

#### 【0022】

初張力は、密着コイル 31a の長手方向において無荷重時に密着コイル 31a の素線 31b を互いに密着させる方向に働く力、言い換えると無荷重時に密着コイル 31a に外力がかかっても、密着コイル 31a が撓まずに直線状態を維持する力を示す。よって無荷重時に密着コイル 31a に外力がかかった際、素線 31b 同士は長手方向において初張力によって互いに密着し、密着コイル 31a は初張力によって撓まない。

#### 【0023】

このような初張力は、密着コイル 31a が形成される際に、図 3A に示すように密着コイル 31a の先端部 31f 側と基端部 31d 側とから密着コイル 31a の長手方向に沿って密着コイル 31a の中心に向かって密着コイル 31a に付与される。初張力は、密着コイル 31a の長手方向において、例えば先端部 31f から基端部 31d にまで均一に付与

50

されている。初張力は、例えば 0 N 以上 25 N 以下となっている。このような密着コイル 31 a の初張力は、例えば素線 31 b を螺旋状に巻く際の巻き付け方向によって調整することができる。

【0024】

初張力を測定するためには、図 3 B に示すように、フック部 35 が密着コイル 31 a の基端部 31 d に形成される。このフック部 35 には、デジタルフォースゲージなどの計測器 37 が引っかかる。密着コイル 31 a の先端部 31 f が固定され、計測器 37 はフック部 35 を介して密着コイル 31 a を密着コイル 31 a の長手方向に引っ張り、密着コイル 31 a が引っ張られ長手方向に伸びた際（素線 31 b 同士が離れた際）の荷重を計測器 37 は計測する。この計測された荷重が初張力となる。

10

【0025】

なお一般的な螺旋管 131 は、図 3 C に示すように、例えばステンレス鋼材製の帯状の薄板素材が螺旋形状に成形されて、略円管状に形成されている。このような螺旋管 131 は、例えば薄肉金属螺旋管である。

【0026】

また、螺旋管 131 の径方向に荷重が加わることで、螺旋管 131 は撓む。このとき、螺旋管 131 において、荷重と撓み量（変形量）とは比例しており、荷重が大きいほど、撓み量は大きくなる。つまり撓み量が 0 以上となる。なお同じ荷重では、撓み量は、螺旋管 131 の剛性が小さいほど、大きくなる。言い換えると、図 4 に示すように、同じ荷重では、剛性が小さい螺旋管 131 a の撓み量は、剛性が大きい螺旋管 131 b の撓み量より大きい。

20

【0027】

図 3 D と図 4 に示すように、密着コイル 31 a は、初張力以上の荷重（以下、荷重 A と称する）が加わることで、密着コイル 31 a のバネ定数に応じて初めて撓む。この荷重は、例えば可撓管部 25 が大腸内に挿入されて大腸における S 状結腸のような屈曲部に当接した時に腸から受ける外圧などを示す。

【0028】

また本実施形態の密着コイル 31 a は、螺旋管 131 の剛性よりも低いバネ定数を有しており、このバネ定数に応じて撓む。

【0029】

30

次に、密着コイル 31 a と螺旋管 131 との撓みについて詳細に説明する。

上述したように、及び図 3 A と図 4 とに示すように、密着コイル 31 a は、無荷重時には初張力によって撓まない。また図 3 A と図 4 とに示すように、密着コイル 31 a の径方向に初張力以下の荷重（以下、荷重 B と称する）が密着コイル 31 a に加わっても、素線 31 b 同士が初張力によって密着しているために、密着コイル 31 a は撓まない。つまり撓み量は 0 である。

【0030】

また図 3 D と図 4 とに示すように、密着コイル 31 a の径方向に荷重 A が密着コイル 31 a に加わると、素線 31 b 同士は離れ、密着コイル 31 a は初めて撓む。つまり撓み量は 0 以上となる。言い換えると、荷重 A が密着コイル 31 a に加わらなければ、密着コイル 31 a は初張力によって撓まない。

40

【0031】

また荷重 A が密着コイル 31 a に加わると、図 4 に示すように、密着コイル 31 a は螺旋管 131 の剛性よりも低いバネ定数に比例して撓む。

【0032】

そして密着コイル 31 a は、荷重 A の中の所定の荷重（以下荷重 C1, C2 と称する）以上では、同じ荷重であれば上述した図 3 C に示す螺旋管 131 よりも大きく撓む。なお荷重 C2 は、荷重 C1 よりも大きいものとする。

【0033】

例えば荷重 C1 以上の荷重が密着コイル 31 a と剛性が大きい螺旋管 131 b とに加わ

50

ると、同じ荷重では、密着コイル 3 1 a は、剛性が大きい螺旋管 1 3 1 b よりも大きく撓む。言い換えると、荷重 C 1 以上の荷重が密着コイル 3 1 a と剛性が大きい螺旋管 1 3 1 b とに加わり、密着コイル 3 1 a の撓み量と剛性が大きい螺旋管 1 3 1 b の撓み量とが同じ場合、密着コイル 3 1 a に加わる荷重は、剛性が大きい螺旋管 1 3 1 b に加わる荷重よりも小さくなる。

【 0 0 3 4 】

また例えば荷重 C 2 以上の荷重が密着コイル 3 1 a と剛性が小さい螺旋管 1 3 1 a とに加わると、同じ荷重では、密着コイル 3 1 a は、剛性が小さい螺旋管 1 3 1 a よりも大きく撓む。言い換えると、荷重 C 2 以上の荷重が密着コイル 3 1 a と剛性が小さい螺旋管 1 3 1 a とに加わり、密着コイル 3 1 a の撓み量と剛性が小さい螺旋管 1 3 1 a の撓み量とが同じ場合、密着コイル 3 1 a に加わる荷重は、剛性が小さい螺旋管 1 3 1 a に加わる荷重よりも小さくなる。

10

【 0 0 3 5 】

なお本実施形態では初張力以上荷重 C 2 以下の荷重が密着コイル 3 1 a に加わると、手元側の操作力量が可撓管部 2 5 の先端部 3 1 f 側に伝わり、可撓管部 2 5 が体腔内に挿入しやすくなるのに十分な程度に密着コイル 3 1 a は微小に撓む。

【 0 0 3 6 】

なお上記において、密着コイル 3 1 a の撓みについて述べたが、この点は、密着コイル 3 1 a によって形成される可撓管部 2 5 の撓みについても適用される。

【 0 0 3 7 】

密着コイル 3 1 a は、例えば S U S 3 0 4 などの金属によって形成されている。密着コイル 3 1 a の素線 3 1 b の断面は、図 2 と図 3 A とに示すように、例えば矩形形状を有している。密着コイル 3 1 a の直径は例えば 1 0 mm であり、厚みは例えば 0 . 3 mm である。

20

【 0 0 3 8 】

網状管 4 1 は、例えばステンレス鋼材製の複数の素線が束にされた素線束が略円管状に編み込まれることで、形成される。網状管 4 1 において、素線束同士は、交差され、格子状となっている。

【 0 0 3 9 】

また外皮 5 1 は、例えばゴム材などのフレキシブル性を有する樹脂材により網状管 4 1 の外側を覆うように略円管状に形成されている。

30

【 0 0 4 0 】

次に本実施形態の動作方法について説明する。

螺旋管 3 1 は、初張力が付与された密着コイル 3 1 a によって形成されている。可撓管部 2 5 は、このような螺旋管 3 1 を有している。

【 0 0 4 1 】

そのため可撓管部 2 5 が体腔内に挿入されて直線状態の場合、図 4 に示すように、初張力以下の荷重、つまり荷重 B が可撓管部 2 5 に加わっても、可撓管部 2 5 は撓まず直線状態を維持する。これにより撓み量は 0 となり、手元側の操作力量は可撓管部 2 5 の先端部（螺旋管 3 1 の先端部 3 1 f ）側に伝わり、可撓管部 2 5 は体腔内に挿入しやすくなる。つまり可撓管部 2 5 は、荷重 B において直線状態を維持でき撓まずに体腔内に挿入される。

40

【 0 0 4 2 】

なお初張力以上荷重 C 1 以下の荷重が可撓管部 2 5 に加わっても、可撓管部 2 5 は螺旋管 1 3 1 を有する可撓管部よりも撓みが小さい。そのため、螺旋管 1 3 1 を有する可撓管部と比較して、手元側の操作力量が可撓管部 2 5 の先端部 3 1 f 側に伝わり、可撓管部 2 5 が体腔内に挿入しやすくなる。

【 0 0 4 3 】

また可撓管部 2 5 が体腔内に挿入され、初張力以上荷重 C 1 以下の荷重によって可撓管部 2 5 が撓んでいる場合、この状態に、荷重 C 1 以上の荷重（例えば荷重 C 2 ）が可撓管

50

部 2 5 にさらに加わることで、図 4 に示すように、撓んでいる可撓管部 2 5 は螺旋管 1 3 1 b を有する可撓管部よりも大きく撓む。

また可撓管部 2 5 が体腔内に挿入され、初張力以上荷重 C 2 以下の荷重によって可撓管部 2 5 が撓んでいる場合、この状態に、荷重 C 2 以上の荷重が可撓管部 2 5 にさらに加わることで、図 4 に示すように、撓んでいる可撓管部 2 5 は螺旋管 1 3 1 a を有する可撓管部よりも大きく撓む。

【 0 0 4 4 】

そのためすでに撓んでいる可撓管部 2 5 が荷重 C 2 以上の荷重を受けて体腔内にてさらに撓む場合、密着コイル 3 1 a を有する可撓管部 2 5 は、同じ荷重では、大腸の屈曲部に当接しても腸に強いテンションを与えず、患者に負担をかけることなく、螺旋管 1 3 1 を有する可撓管部よりも大きく撓む。また密着コイル 3 1 a を有する可撓管部 2 5 は、同じ撓み量では、螺旋管 1 3 1 を有する可撓管部よりも少ない荷重で撓む。このように可撓管部 2 5 の操作は、扱いやすくなる。

10

【 0 0 4 5 】

このように本実施形態では、初張力が付与された密着コイル 3 1 a によって螺旋管 3 1 を形成することで、直線状態の可撓管部 2 5 に荷重を加えても可撓管部 2 5 の撓み量を 0 または小さくでき、撓んだ状態の可撓管部 2 5 に荷重を加えると可撓管部 2 5 の撓み量を大きくできる。

【 0 0 4 6 】

またこれにより本実施形態では、可撓管部 2 5 を直線状態または微小に撓んだ状態で容易に体腔内に挿入できる。これにより本実施形態では、手元側の操作力量を可撓管部 2 5 の先端部側に伝えることができ、可撓管部 2 5 を体腔内に挿入しやすくなる。

20

また本実施形態では、撓み量を大きくするために、可撓管部 2 5 を大腸の屈曲部に強く当接させる必要がなく、体腔内において、腸に強いテンションを与えず、患者に負担をかけることなく、大きく撓ませる（撓み量を大きくする）ことができ、少ない荷重で撓ませることができる。また本実施形態では、可撓管部 2 5 の操作を扱いやすくなる。

【 0 0 4 7 】

また本実施形態では、密着コイル 3 1 a が形成される際に、初張力を密着コイル 3 1 a に付与する。そのため本実施形態では、密着コイル 3 1 a や可撓管部 2 5 が製造された後に初張力を付与するわけではないために、密着コイル 3 1 a や可撓管部 2 5 の製造の手間を減らすことができる。

30

【 0 0 4 8 】

なお本実施形態の可撓管部 2 5 は、螺旋管 3 1（密着コイル 3 1 a）と網状管 4 1 と外皮 5 1 とからなる 3 層構造であるが、これに限定する必要はない。可撓管部 2 5 は、少なくとも初張力が付与された密着コイル 3 1 a を有していればよい。

【 0 0 4 9 】

次に本発明に関わる第 2 の実施形態について図 5 A と図 5 B とを参照して説明する。

本実施形態の初張力は例えば密着コイル 3 1 a の長手方向において均一ではなく異なっており、密着コイル 3 1 a の基端部 3 1 d 側に付与された初張力は、先端部 3 1 f 側に付与された初張力よりも大きい。この場合、初張力は、図 5 A に示すように、先端部 3 1 f 側から密着コイル 3 1 a の基端部 3 1 d 側の所望な部位 3 1 e までは小さく、所望な部位 3 1 e から大きくなっている。または初張力は、図 5 B に示すように、先端部 3 1 f 側から基端部 3 1 d 側に向かって徐々に連続して大きくなってよい。

40

【 0 0 5 0 】

そのため先端部 3 1 f 側は軟性部となっており、先端部 3 1 f 側の剛性は小さい。また基端部 3 1 d 側は硬性部となっており、基端部 3 1 d 側の剛性は大きい。

【 0 0 5 1 】

このように本実施形態では、先端部 3 1 f 側を軟性部とすることで、先端部 3 1 f 側が大腸の屈曲部に当接しても腸に強いテンションを与えることなく、先端部 3 1 f 側を腸に倣って挿入することができ、容易に先端部 3 1 f 側を体腔内に挿入することができ、患者

50

への負担を減らすことができる。

【 0 0 5 2 】

また本実施形態では、基端部 3 1 d 側を硬性部とすることで、手元側の操作力量を可撓管部 2 5 に加えても、つまり操作者が力（荷重）を可撓管部 2 5 に加えても、可撓管部 2 5 が簡単に撓むことを防止でき、手元側の操作力量を先端部 3 1 f に容易に伝えることができ、可撓管部 2 5 を容易に体腔内に挿入できる。

【 0 0 5 3 】

なお本実施形態では、初張力が基端部 3 1 d 側にのみ付与されていれば、上述した効果を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

なお上述した各実施形態の第 1 の変形例として、図 6 A に示すように密着コイル 3 1 a の素線 3 1 b の断面は、長円形状を有していてもよい。これにより本変形例では、素線 3 1 b の断面が R 形状になっており、断面が矩形のものと比較して素線を螺旋状に巻く際の巻き付け角度を鈍角にできるため、より強い初張力を付与できる。また本変形例では、断面を長円形状とすることで、素線 3 1 b 同士が互いに点接触になり、接触面積を少なくすることで素線 3 1 b 同士の摩擦が低減し、密着コイル 3 1 a をスムーズに湾曲させることができる。

【 0 0 5 5 】

また各実施形態の第 2 の変形例として、図 6 B に示すように、密着コイル 3 1 a の素線 3 1 b の断面は円形状を有していてもよい。これにより本変形例では、素線 3 1 b の断面にエッジが無いことにより、素線 3 1 b 同士が径方向において互いに乗り上げることを防止でき、可撓管部 2 5 の曲率を小さくすることができる。

【 0 0 5 6 】

本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。

【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

1 ... 内視鏡、 1 0 ... 挿入部、 2 1 ... 先端硬質部、 2 3 ... 湾曲部、 2 5 ... 可撓管部、 3 1 ... 螺旋管、 3 1 a ... 密着コイル、 3 1 b ... 素線、 3 1 f ... 先端部、 3 1 d ... 基端部、 4 1 ... 網状管、 5 1 ... 外皮、 1 3 1 ... 一般的な螺旋管。

10

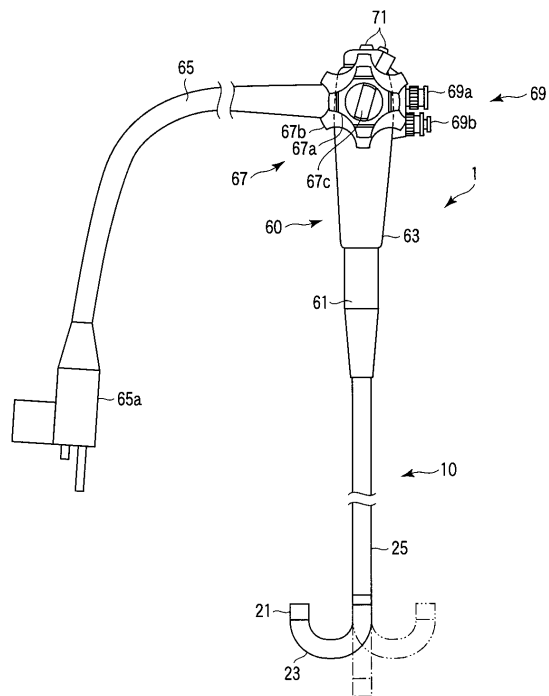
20

30



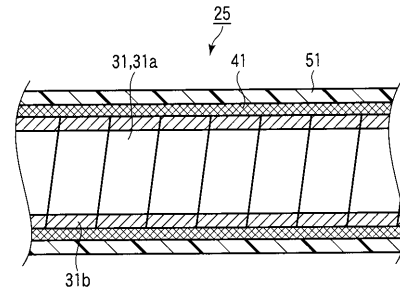
【図 1】

図 1



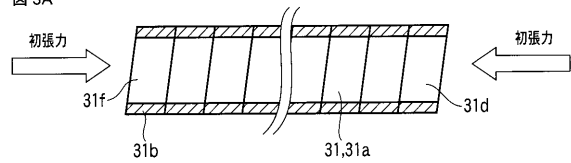
【図 2】

図 2



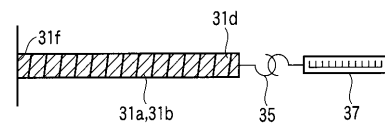
【図 3 A】

図 3A



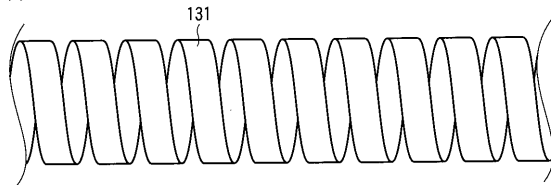
【図 3 B】

図 3B



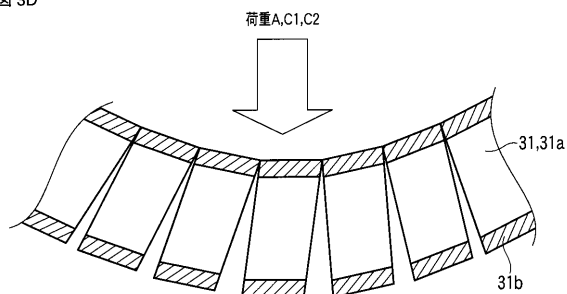
【図 3 C】

図 3C



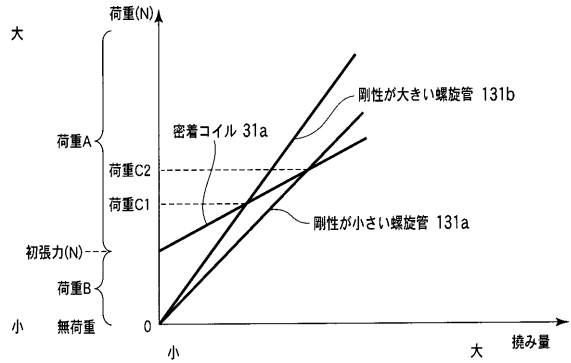
【図 3 D】

図 3D



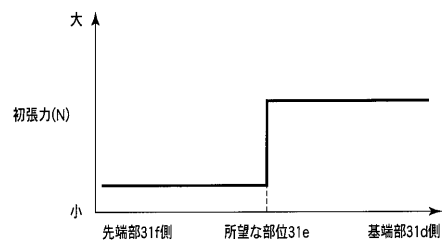
【図 4】

図 4



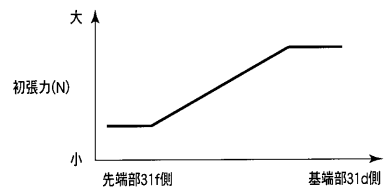
【図 5 A】

図 5A



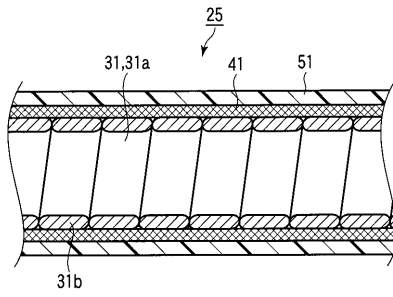
## 【図 5 B】

図 5B



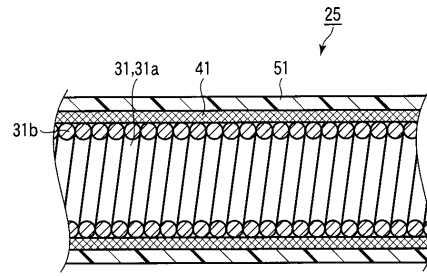
## 【図 6 A】

図 6A



## 【図 6 B】

図 6B



---

フロントページの続き

(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男  
(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎  
(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹  
(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克  
(74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘  
(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志  
(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志  
(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子  
(74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓  
(74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三  
(74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元  
(72)発明者 家出 太郎  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内  
F ターム(参考) 4C061 AA04 DD03 FF28 JJ06  
4C161 AA04

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012120573A</a>	公开(公告)日	2012-06-28
申请号	JP2010271547	申请日	2010-12-06
[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	家出太郎		
发明人	家出 太郎		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/00009 A61B1/00068 A61B1/00094 A61B1/00114 A61B1/00117 A61B1/0052 A61B1/015 A61B1/04 A61B1/06 A61B1/12		
FI分类号	A61B1/00.310.C A61B1/00.310.A A61B1/005.511 A61B1/005.512 A61B1/005.513 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF28 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF28 4C161/JJ06		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：即使在笔直状态下向软管部分施加载荷时，也要减小挠性管部分的弯曲量，并且在以弯曲状态向软管部分施加载荷时要增加挠性管部分的弯曲量。提供内窥镜。内窥镜（1）具有作为螺旋状的弹性管部件的挠性管部（25）。弹性管构件由施加有初始张力的紧密接触线圈31a形成。[选型图]图3A

