

(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2010-142483

(P2010-142483A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 A	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-324247 (P2008-324247)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成20年12月19日 (2008.12.19)		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	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管

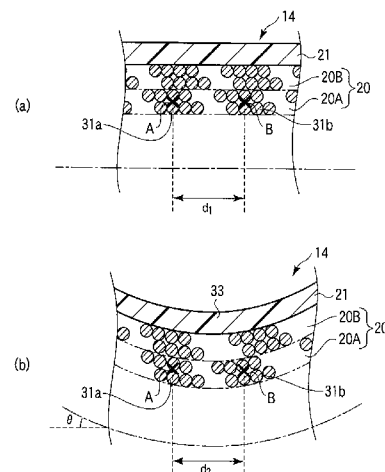
(57) 【要約】

【課題】操作性が高く、かつ、患者の体腔内に挿入しやすい内視鏡用可撓管を提供することにある。

【解決手段】可撓管 1 4 では、また、内層網状管 2 0 A 及び外層網状管 2 0 B は螺旋管 2 に比べ変形しやすいため、屈曲時にその屈曲形状に倣いやすい。また、網状管 2 0 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。可撓管 1 4 の湾曲時の状態を維持しようとする現象が生じないため、可撓管 1 4 を湾曲させた場合に元の位置に戻りやすくなる。また、網状管 2 0 を内層網状管 2 0 A と外層網状管 2 0 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 2 0 全体の剛性が高くなる。このため、操作部 1 3 の軸回り方向の回転操作に対する挿入部 1 2 全体の回転追従性が向上する。これにより、内視鏡 1 1 の検査時に挿入部 1 2 を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 1 4 を提供することができる。

【選択図】 図 5

図 5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

素線又は複数の前記素線を平行に並べた素線束を、内視鏡の挿入方向に対し斜めに交差する方向に複数編み込むことで形成される網状管と、
前記網状管の外周に被覆される外皮と、
からなる内視鏡用可撓管であって、
前記網状管は複数の層を有することを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、扁平部分を有する素線を内視鏡の挿入方向に対し斜めに交差する方向に複数編みこむことで形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

10

【請求項 3】

前記網状管は、前記素線の編み込み密度が前記層ごとに異なることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、前記素線の編み込み密度が前記内視鏡の操作部側で高く、先端部側で低くなっていることを特徴とする請求項 1 の内視鏡用可撓管。

【請求項 5】

前記網状管は金属製の素線、樹脂製の素線又は金属及び樹脂を組み合わせた素線のうち少なくともいずれか 1 つから形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

20

【請求項 6】

前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、一部又は全部が樹脂製の素線又は金属及び樹脂を組み合わせた素線から形成されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 7】

前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、前記素線に樹脂がコーティングされ、
前記コーティングが溶解して前記外皮に溶着していることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、前記素線に前記外皮と同種の材質でコーティングが施されていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用可撓管。

30

【請求項 9】

前記網状管は、前記素線に減摩剤が塗布されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は内視鏡の挿入部の一部を構成する内視鏡用可撓管に関するものである。

【背景技術】

40

【0002】

内視鏡検査時に内視鏡用可撓管は、例えば、胃、十二指腸、小腸あるいは大腸等の体腔内の深部まで湾曲しながら挿入される。このため、内視鏡用可撓管は可撓性（柔軟性）を高くすることにより、操作性の向上を図り、患者の検査時の負担を軽減させる必要がある。

【0003】

図 16 (a) に示すように、従来の内視鏡用の可撓管 1 は、内層側から金属製の螺旋管 2 (フレックス)、網状管 (ブレード) 3、樹脂製の外皮 4 を組み合わせて形成される。網状管 3 は 1 層構造となっている。螺旋管 2 は金属製の帯状部材を所定の間隔で螺旋状に回転することで形成され、網状管 3 に比べ硬くなっている。

50

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 では、金属ワイヤで形成した網状管と、樹脂繊維で形成した網状管とを組み合わせた多層構造の網状管を使用した内視鏡用可撓管が示されている。

【 0 0 0 5 】

特許文献 2 では、螺旋管をなくした構造の内視鏡用可撓管が示されている。

【特許文献 1】特開昭 5 8 - 5 0 9 3 1 号公報

【特許文献 2】特公昭 6 4 - 1 1 3 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

10

図 1 6 (a) (b) において、C 点は螺旋管 2 上の所定の点、例えば、螺旋管 2 の 1 つのリング要素 2 a の縦断面の中央位置の点であり、D 点はリング要素 2 a と隣接する他のリング要素 2 b の縦断面の中央位置の点である。d₃ は可撓管 1 を湾曲させていない状態での C 点と D 点の間の距離である。従来の可撓管 1 を湾曲させると、湾曲時に湾曲の内側部分では全体が圧縮され、外側部分は延伸される。このため、湾曲の内側部分では図 1 6 (b) 中に矢印で示すように、リング要素 2 a とリング要素 2 b の間の間隔が狭まる方向に変形する。これにより、湾曲の内側部分で湾曲時に可撓管 1 が最も湾曲する部分である湾曲中心部 5 に向かって螺旋管 2 が移動する。このため、図 1 6 (a) (b) に示すように、湾曲時においての螺旋管 2 の C 点と D 点との間の間隔 d₄ は、湾曲させていない場合の間隔 d₃ に比べ狭くなる。つまり、湾曲の内側部分では、可撓管 1 の湾曲中心部 5 の周辺で螺旋管 2 の各点の間隔が湾曲させていない場合に比べ狭くなっている。各点の間隔が狭くなることで、湾曲中心部 5 の周辺で硬質体である螺旋管 2 が圧縮される状態で密集するため、螺旋管 2 は可撓管 1 の湾曲時の状態を維持しようとし、元の位置に戻りにくくなる現象が生じる。このため、可撓管 1 の操作性は低下し、可撓管 1 を患者の体腔内に挿入しにくくなる。

20

【 0 0 0 7 】

上記特許文献 1 の内視鏡用可撓管では、管の径方向への潰れを防止する金属製の螺旋管が存在する。螺旋管が存在することにより、可撓管を湾曲させると湾曲の内側部分では湾曲中心部の周辺で硬質体である螺旋管が圧縮された状態で密集し、螺旋管は可撓管の湾曲時の状態を維持しようとする現象が生じるため、可撓管を湾曲させた場合に元の位置に戻りにくくなる。このため、可撓管を患者の体腔内に挿入しにくく、可撓管の操作性は低下する。

30

【 0 0 0 8 】

上記特許文献 2 の内視鏡用可撓管では、網状管と外皮の 2 層構造であるが、螺旋管を設けていないため、可撓管の剛性は低下する。このため、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入させた状態で操作部を挿入部の軸回り方向に回転操作することにより、挿入部全体を軸回り方向に回転させる操作時に、操作部で捻った際の回転角度を挿入部に伝達する場合、若干の遅れが発生していた。これにより、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性は低下するため、挿入部を軸回り方向に回転させる際の操作性は低下する。この問題を回避するため、上記特許文献 2 では網状管の素材に穴を空けて外皮と網状管との密着度を向上させている。しかし、網状管を形成する素線に穴を空けると、素線の剛性が低下するため、網状管自体が変形しやすくなる。このため、操作部を捻った際の回転角度の挿入部への伝達効率を向上させるに至っていない。

40

【 0 0 0 9 】

本発明は上記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、操作性が高く、かつ、患者の体腔内に挿入しやすい内視鏡用可撓管を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するため、請求項 1 の発明は、素線又は複数の前記素線を平行に並べた素線束を、内視鏡の挿入方向に対し斜めに交差する方向に複数編み込むことで形成される

50

網状管と、前記網状管の外周に被覆される外皮と、からなる内視鏡用可撓管であって、前記網状管は複数の層を有することを特徴とする内視鏡用可撓管である。

【0011】

そして、本請求項1の発明の内視鏡可撓管では、金属製の螺旋管を設けないことにより、可撓管の湾曲時に、湾曲の内側部分で螺旋管が湾曲時に最も湾曲する部分である湾曲中心部に向かって移動することで、従来発生したような、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管が圧縮された状態で密集するのを防止する。これにより、可撓管の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

【0012】

また、網状管を複数の層状構造にして、網状管の剛性を高くすることにより、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、挿入部を軸回り方向に回転させる際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

10

【0013】

請求項2の発明は、前記網状管の少なくとも1つの前記層は、扁平部分を有する素線を内視鏡の挿入方向に対し斜めに交差する方向に複数編みこむことで形成されること特徴とする請求項1に記載の内視鏡用可撓管である。

【0014】

そして、本請求項2の発明の内視鏡可撓管では、網状管が扁平部分を有する素線で形成されることにより、断面が円形の素線を平行に並べた素線束から網状管を形成する場合に比べ、湾曲時の素線の径方向への潰れを抑制することができる。

20

【0015】

請求項3の発明は、前記網状管は、前記素線の編み込み密度が前記層ごとに異なることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用可撓管である。

【0016】

そして、本請求項3の発明の内視鏡可撓管では、網状管の素線の密度を層ごとに変化させることにより、可撓管の軟らかさを任意に変更することができる。

【0017】

請求項4の発明は、前記網状管の少なくとも1つの前記層は、前記素線の編み込み密度が前記内視鏡の操作部側で高く、先端部側で低くなっていることを特徴とする請求項1の内視鏡用可撓管である。

30

【0018】

そして、請求項4の発明の内視鏡可撓管では、内視鏡の操作部側と先端部側とで素線の編み込み密度を変化させることにより、先端部側は軟らかくなり、操作部側は硬くなる。これにより、可撓管の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

【0019】

請求項5の発明は、前記網状管は金属製の素線、樹脂製の素線又は金属及び樹脂を組み合わせた素線のうち少なくともいずれか1つから形成されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用可撓管である。

40

【0020】

請求項6の発明は、前記網状管の少なくとも1の前記層は、一部又は全部が樹脂製の素線又は金属及び樹脂を組み合わせた素線から形成されることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡用可撓管である。

【0021】

そして、請求項6の発明の内視鏡可撓管では、網状管の一部又は全部が樹脂製の素線又は金属および樹脂を組み合わせた素線で形成されていることにより、全部が金属製の素線で形成された網状管に比べ可撓性が大きい。これにより、可撓管の操作性を向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

【0022】

50

請求項 7 の発明は、前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、前記素線に樹脂がコーティングされ、前記コーティングが溶解して前記外皮に溶着していることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管である。

【 0 0 2 3 】

請求項 8 の発明は、前記網状管の少なくとも 1 つの前記層は、前記素線に前記外皮と同種の材質のコーティングが施されていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用可撓管である。

【 0 0 2 4 】

そして、請求項 7 及び請求項 8 の発明の内視鏡可撓管では、樹脂のコーティングが施されていることにより、コーティングが外皮に溶着し、網状管と外皮が一体化することにより、外皮と網状管が剥離しにくくなる。これにより、耐久性の高い可撓管を提供することができる。

10

【 0 0 2 5 】

請求項 9 の発明は、前記網状管は、前記素線に減摩剤が塗布されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管である。

【 0 0 2 6 】

そして、請求項 9 の発明の内視鏡用可撓管では、減摩剤により湾曲時の負荷抵抗を小さくすることにより、より小さい力で可撓管を湾曲することができる。これにより、可撓管の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

20

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

本発明によれば、操作性が高く、かつ、患者の体腔内に挿入しやすい内視鏡用可撓管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】

【 0 0 2 8 】

本発明の第 1 の実施形態について図 1 から図 5 (a) (b) を参照して説明する。

【 0 0 2 9 】

図 1 は内視鏡 1 1 全体の構成を示す図である。図 1 に示すように、内視鏡 1 1 は体腔内に挿入する細長い挿入部 1 2 と、この挿入部 1 2 の基端側に接続された操作部 1 3 とを有する。挿入部 1 2 は、細長く可撓性を有する可撓管 1 4 と、この可撓管 1 4 の先端側に接続された湾曲部 1 5 と、この湾曲部 1 5 の先端側に接続された先端部 1 6 から構成されている。操作部 1 3 には湾曲部 1 5 の湾曲操作を行う操作ノブ 1 7 等が設けられている。

30

【 0 0 3 0 】

図 2 は可撓管 1 4 の構成を示す図であり、図 3 は可撓管 1 4 の内部構造を示す図である。図 2 及び図 3 に示すように、可撓管 1 4 は管状の網状管 2 0 と、網状管 2 0 の外周に被覆した樹脂製の外皮 2 1 から構成されている。網状管 2 0 は内層網状管 2 0 A と外層網状管 2 0 B の 2 層構造となっている。外皮 2 1 は加熱処理を行うことで、網状管 2 0 と溶着する。すなわち、外皮 2 1 は外層網状管 2 0 B の外周に押出成形、又は、被覆によって形成された後、外皮 2 1 の外周より加熱することで外皮 2 1 の外層網状管 2 0 B 側、すなわち内周面が外層網状管 2 0 B の素線間の隙間に入り込み、外皮 2 1 と外層網状管 2 0 B とが密着する。なお、本実施形態では網状管 2 0 は 2 層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3 層構造であっても 4 層構造であってもよい。

40

【 0 0 3 1 】

ここで、内層網状管 2 0 A 及び外層網状管 2 0 B の製法について説明する。予め複数 (本実施形態では 4 つ) の断面が円形の金属製の素線 3 0 を平行に並べて束ねることで素線束 3 1 が形成される。そして、図 2 及び図 4 に示すように複数 (本実施形態では 2 つ) の素線束 3 1 を内視鏡 1 1 の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向 (素線束 3 1 が 2 つの場合は 2 方向) にブレードを用いて編み込むことで内層網状管 2 0 A が形成される。外層網状管 2 0 B についても、内層網状管 2 0 A と同様である。なお、素線束 3 1 を形成せずに、複数の素線 3 0 を内視鏡 1 1 の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向にブ

50

レーダを用いて編み込むことで内層網状管 20 A 及び外層網状管 20 B の 2 層構造を形成してもよい。

【0032】

次に、上記構成の可撓管 14 の作用について図 5 (a) (b) を参照して説明する。図 5 (a) (b) において、A 点は内層網状管 20 A 上の所定の点、例えば、内層網状管 20 A の 1 つの素線束要素 31 a の縦断面の中央位置の点であり、B 点は素線束要素 31 a に隣接する他の素線束要素 31 b の縦断面の中央位置の点である。d₁ は可撓管 14 を湾曲させていない状態での A 点と B 点の間の距離である。

【0033】

本実施形態の可撓管 14 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、可撓管 14 の湾曲時に、従来発生したような、湾曲の内側部分で螺旋管 2 が湾曲時に最も湾曲する部分である湾曲中心部に向かって移動することで、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、可撓管 14 の最も内層側の内層網状管 20 A は素線束 31 を編み込んで形成しているため、内層網状管 20 A は従来例の螺旋管 2 に比べ軟らかい。このため、可撓管 14 を湾曲させて、湾曲の内側部分で素線束要素 31 a と素線束要素 31 b の間の間隔が狭まる方向に変形しても、元の状態に戻ろうとする力を阻害する要因がない。これにより、可撓管 14 が最も湾曲する部分である湾曲中心部 33 に向かって内層網状管 20 A は移動しない。このため、図 5 (a) (b) に示すように、湾曲時においての内層網状管 20 A の A 点と B 点との間の間隔 d₂ は、湾曲させていない場合の間隔 d₁ と略同一である。つまり、可撓管 14 を湾曲させた場合、内層網状管 20 A の曲げ角度 θ は変化するが、湾曲の内側部分では湾曲中心部 33 の周辺で内層網状管 20 A の各点の間隔が湾曲させていない場合に比べほとんど狭くならない。このことは、外層網状管 20 B についても同様である。各点の間隔がほとんど狭くならないため、湾曲の内側部分では内層網状管 20 A 及び外層網状管 20 B が湾曲中心部 33 の周辺に圧縮した状態で密集しない。これにより、可撓管 14 の湾曲時の形状を維持しようとする現象が生じないため、可撓管 14 を湾曲させた場合でも元の位置に戻りやすくなる。

【0034】

また、網状管 20 を内層網状管 20 A と外層網状管 20 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 20 全体の剛性が高くなる。このため、操作部 13 の軸回り方向の回転操作に対する挿入部 12 全体の回転追従性が向上する。これにより、内視鏡 11 の検査時に挿入部 12 を軸回り方向に回転させる際の操作性が向上する。

【0035】

そこで、上記構成の可撓管 14 では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管 14 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管 2 が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管 20 A 及び外層網状管 20 B は螺旋管 2 に比べ 1 本の素線が細く変形しやすいため、可撓管 14 が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管 2 は可撓管 14 がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管 14 の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管 20 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管 14 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 14 を提供することができる。

【0036】

また、網状管 20 を内層網状管 20 A と外層網状管 20 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 20 全体の剛性が高くなる。このため、操作部 13 の軸回り方向の回転操作に対する挿入部 12 全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡 11 の検査時に挿入部 12 を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 14 を提供することができる。

【0037】

次に、第 2 の実施形態に係る可撓管 40 について図 6 から図 8 を参照して説明する。本実施形態では第 1 の実施形態の可撓管 14 の構成を次の通り変更したものである。なお、

第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【 0 0 3 8 】

図 6 は可撓管 4 0 の構成を示す図であり、図 7 は可撓管 4 0 の内部構造を示す図である。図 6 及び図 7 に示すように、可撓管 4 0 は管状の網状管 4 1 と、網状管 4 1 の外周に被覆した樹脂製の外皮 2 1 から構成されている。網状管 4 1 は内層網状管 4 1 A と外層網状管 4 1 B の 2 層構造となっている。なお、本実施形態では網状管 4 1 は 2 層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3 層構造であっても 4 層構造であってもよい。

【 0 0 3 9 】

ここで、内層網状管 4 1 A 及び外層網状管 4 1 B は、図 6 及び図 8 に示すように、複数（本実施形態では 2 つ）の断面が略楕円の金属製の素線 4 5 を、内視鏡の挿入方向に対し斜めに交差する複数の方向（素線 4 5 が 2 つの場合は 2 方向）に編み込むことで形成される。素線 4 5 は断面が円形の素線を圧延することで形成される。なお、素線 4 5 の断面は長方形等の扁平部分を有する形状であればよい。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態では内層網状管 4 1 A 及び外層網状管 4 1 B の両方が、断面が略楕円の素線 4 5 から形成されているが、内層網状管 4 1 A 又は外層網状管 4 1 B のいずれか一方が素線 4 5 から形成され、他方は断面が円形の素線 3 0 の素線束 3 1 から形成されてもよい。また、網状管 4 1 が 3 層以上の層状構造である場合は、網状管 4 1 の少なくともいずれか 1 層が素線 4 5 から形成されていけばよい。

【 0 0 4 1 】

次に、上記構成の可撓管 4 0 の作用について説明する。

【 0 0 4 2 】

本実施形態の可撓管 4 0 では、内層網状管 4 1 A 及び外層網状管 4 1 B が、断面が略楕円の扁平部分を有する素線 4 5 から形成されている。内層網状管 4 1 A は素線 4 5 を平行に束ねることなく編み込んで形成しているため、可撓管 4 0 の湾曲時に素線 4 5 同士の間で径方向に潰れることはない。つまり、可撓管 4 0 では、内層網状管 4 1 A が扁平部分を有する素線 4 5 で形成されることにより、断面が円形の素線を平行に並べた素線束から網状管を形成する場合に比べ、湾曲時の素線 4 5 の径方向への潰れを抑制することができる。このことは、外層網状管 4 1 B についても同様である。

【 0 0 4 3 】

そこで、上記構成の可撓管 4 0 では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管 4 0 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管 2 が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管 4 1 A 及び外層網状管 4 1 B は螺旋管 2 に比べ 1 本の素線が細く変形しやすいため、可撓管 4 0 が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管 2 は可撓管 4 0 がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管 4 0 の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管 4 1 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管 4 0 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 4 0 を提供することができる。

【 0 0 4 4 】

また、網状管 4 1 を内層網状管 4 1 A と外層網状管 4 1 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 4 1 全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 4 0 を提供することができる。

【 0 0 4 5 】

さらに、内層網状管 4 1 A 及び外層網状管 4 1 B が、断面が略楕円の扁平部分を有する素線 4 5 を平行に束ねることなく編み込んで形成しているため、可撓管 4 0 の湾曲時に素線 4 5 同士の間で径方向に潰れることはない。これにより、断面が円形の素線を平行に並べた素線束 3 1 から網状管を形成する場合に比べ、湾曲時の素線 4 5 の径方向への潰れを

10

20

30

40

50

抑制することができる。

【0046】

次に、第3の実施形態に係る可撓管50について図9を参照して説明する。本実施形態では第1の実施形態の可撓管14の構成を次の通り変更したものである。なお、第1の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【0047】

図9は可撓管50の内部構造を示す図である。図9に示すように、可撓管50は管状の網状管51と、網状管51の外周に被覆した樹脂製の外皮21から構成されている。網状管51は内層網状管51Aと外層網状管51Bの2層構造となっている。なお、本実施形態では網状管51は2層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3層構造であっても4層構造であってもよい。

10

【0048】

内層網状管51A及び外層網状管51Bは、第1の実施形態の内層網状管20A及び外層網状管20Bと同様に複数（本実施形態では4つ）の断面が円形の素線30を平行に並べて素線束31を形成して、複数（本実施形態では2つ）の素線束31を内視鏡の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向（素線束31が2つの場合は2方向）に編み込むことで形成される。ここで、内層網状管51Aの素線束31の編み込み密度は外層網状管51Bの編み込み密度に比べ高くなっている。

【0049】

なお、本実施形態では内層網状管51Aの素線束31の編み込み密度が外層網状管51Bの編み込み密度に比べ高くなっているが、内層網状管51Aの素線束31の編み込み密度が外層網状管51Bの編み込み密度に比べ低くなっているもよい。また、網状管51が3層以上の層状構造である場合は、網状管51の層ごとに素線束31の編み込み密度が異なっていればよい。

20

【0050】

次に、上記構成の可撓管50の作用について説明する。

【0051】

本実施形態の可撓管50では、内層網状管51Aと外層網状管51Bとでは素線束31の編み込み密度が異なっている。内層網状管51A及び外層網状管51Bの素線束31の編み込み密度を変化させることにより、可撓管50の軟らかさを任意に変更することができる。

30

【0052】

そこで、上記構成の可撓管50では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管50では、金属製の螺旋管2を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管2が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管51A及び外層網状管51Bは螺旋管2に比べ1本の素線が細く変形しやすいため、可撓管50が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管2は可撓管50がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管50の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管51では螺旋管2に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管50の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管50を提供することができる。

40

【0053】

また、網状管51を内層網状管51Aと外層網状管51Bの2層構造にすることにより、網状管が1層の場合に比べ、網状管51全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管50を提供することができる。

【0054】

さらに、可撓管50では、内層網状管51Aと外層網状管51Bとでは素線束31の編み込み密度が異なっている。これにより、可撓管50の軟らかさを任意に変更することが

50

できる。

【0055】

次に、第4の実施形態に係る可撓管60について図10を参照して説明する。本実施形態では第1の実施形態の可撓管14の構成を次の通り変更したものである。なお、第1の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【0056】

図10は可撓管60の内部構造を示す図である。図10に示すように、可撓管60は管状の網状管61と、網状管61の外周に被覆した樹脂製の外皮21から構成されている。網状管61は内層網状管61Aと外層網状管61Bの2層構造となっている。なお、本実施形態では網状管61は2層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3層構造であつても4層構造であつてもよい。

10

【0057】

内層網状管61A及び外層網状管61Bは、第1の実施形態の内層網状管20A及び外層網状管20Bと同様に複数（本実施形態では4つ）の断面が円形の素線30を平行に並べて素線束31を形成して、複数（本実施形態では2つ）の素線束31を内視鏡の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向（素線束31が2つの場合は2方向）に編み込むことで形成される。ここで、内層網状管61Aの素線束31の編み込み密度は内視鏡の先端部16側で低く、操作部13側で高くなっている。すなわち、先端部16側での各素線束31の間隔aが、操作部13側での各素線束31の間隔bよりも大きくなっている。

【0058】

なお、本実施形態では内層網状管61A及び外層網状管61Bの双方の編み込み密度が内視鏡の先端部16側と操作部13側とで異なっているが、内層網状管61A又は外層網状管61Bの少なくともいずれか一方が内視鏡の先端部16側と操作部13側とで素線束31の編み込み密度が異なっていればよい。また、網状管61が3層以上の層状構造である場合は、網状管61の少なくともいずれか1層が内視鏡の先端部16側と操作部13側とで素線束31の編み込み密度が異なっていればよい。

20

【0059】

次に、上記構成の可撓管60の作用について説明する。

【0060】

本実施形態の可撓管60では、内層網状管61Aの素線束31の編み込み密度が内視鏡の先端部16側では低く、操作部13側では高くなっている。内視鏡の先端部16側と操作部13側とで素線束31の編み込み密度を変化させることにより、内層網状管61Aの先端部16側は軟らかくなり、操作部13側は硬くなる。これにより、可撓管60の湾曲時の曲げRを内視鏡の先端部16側と操作部13側とで変化させることができる。

30

【0061】

そこで、上記構成の可撓管60では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管60では、金属製の螺旋管2を設けないことにより湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管2が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管61A及び外層網状管61Bは螺旋管2に比べ1本の素線が細く変形しやすいため、可撓管60が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管2は可撓管60がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合つて、可撓管60の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管61では螺旋管2に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管60の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管60を提供することができる。

40

【0062】

また、網状管61を内層網状管61Aと外層網状管61Bの2層構造にすることにより、網状管が1層の場合に比べ、網状管61全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管60を提供することができる。

50

【 0 0 6 3 】

さらに、内層網状管 6 1 A の素線束 3 1 の編み込み密度が内視鏡の先端部 1 6 側では低く、操作部 1 3 側で高くすることにより、内層網状管 6 1 A の先端部 1 6 側は軟らかくなり、操作部 1 3 側は硬くなり、可撓管 6 0 の湾曲時の曲げ R を内視鏡の先端部 1 6 側と操作部 1 3 側とで変化させることができる。これにより、可撓管 6 0 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 6 0 を提供することができる。

【 0 0 6 4 】

次に、第 5 の実施形態に係る可撓管 7 0 について図 1 1 及び図 1 2 を参照して説明する。本実施形態では第 1 の実施形態の可撓管 1 4 の構成を次の通り変更したものである。なお、第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

10

【 0 0 6 5 】

図 1 1 は可撓管 7 0 の内部構造を示す図である。図 1 1 に示すように、可撓管 7 0 は管状の網状管 7 1 と、網状管 7 1 の外周に被覆した樹脂製の外皮 2 1 から構成されている。網状管 7 1 は内層網状管 7 1 A と外層網状管 7 1 B の 2 層構造となっている。なお、本実施形態では網状管 7 1 は 2 層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3 層構造であっても 4 層構造であってもよい。

【 0 0 6 6 】

ここで、内層網状管 7 1 A 及び外層網状管 7 1 B の製法について説明する。予め 1 つ以上の（本実施形態では 2 つ）の断面が円形の金属製の素線 3 0 及び 1 つ以上（本実施形態では 2 つ）の樹脂製の素線 7 5 を平行に並べ束ねることで素線束 7 6 が形成される。そして、図 1 1 及び図 1 3 に示すように、複数（本実施形態では 2 つ）の素線束 7 6 を内視鏡の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向（素線束 7 6 が 2 つの場合は 2 方向）にブレーダを用いて編み込むことで内層網状管 7 1 A が形成される。外層網状管 7 1 B についても、内層網状管 7 1 A と同様である。なお、素線 7 5 は全部が樹脂製である必要はなく、金属及び樹脂を組み合わせ形成される素線であってもよい。また、素線束 7 6 は複数の樹脂製の素線 7 5 のみを平行に並べて形成されてもよい。

20

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態では内層網状管 7 1 A 及び外層網状管 7 1 B が、金属製の素線 3 0 及び樹脂製の素線 7 5 を平行に並べた素線束 7 6 から形成されるが、内層網状管 7 1 A 又は外層網状管 7 1 B のいずれか一方を素線束 7 6 から形成し、他方を複数の金属製の素線 3 0 のみを平行に並べた素線束 3 1 から形成されてもよい。また、網状管 7 1 が 3 層以上の層状構造である場合は、網状管 7 1 の少なくともいずれか 1 層が素線束 7 6 から形成されていけばよい。

30

【 0 0 6 8 】

次に、上記構成の可撓管 7 0 の作用について説明する。

【 0 0 6 9 】

可撓管 7 0 では、内層網状管 7 1 A 及び外層網状管 7 1 B は金属製の素線 3 0 及び樹脂製の素線 7 5 を並べた素線束 7 6 を編み込んで形成していることにより、全部が金属製の素線 3 0 で形成された網状管に比べ軟らかい。このため、内層網状管 7 1 A 及び外層網状管 7 1 B が湾曲しやすくなり、また、可撓管 7 0 の湾曲時に元の位置へ戻りやすくなる。

40

【 0 0 7 0 】

可撓管の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

【 0 0 7 1 】

そこで、上記構成の可撓管 7 0 では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管 7 0 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管 2 が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管 7 1 A 及び外層網状管 7 1 B は螺旋管 2 に比べ 1 本の素線が細く変形しやすいため、可撓管 7 0 が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管 2 は可撓管 7 0 がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管 7 0 の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管 7 1 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣

50

いやすいので、可撓管 70 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 70 を提供することができる。

【0072】

また、網状管 71 を内層網状管 71 A と外層網状管 71 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 71 全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 70 を提供することができる。

【0073】

さらに、内層網状管 71 A 及び外層網状管 71 B は金属製の素線 30 及び樹脂製の素線 75 を並べた素線束 76 を編み込んで形成しているため、複数の金属製の素線 30 のみを並べた素線束から形成されている場合に比べ、内層網状管 71 A 及び外層網状管 71 B は軟らかい。このため、可撓管 70 の湾曲時に可撓管 70 が元の位置に戻りやすくなり、また、網状管 71 の外皮 21 のねじりに対する追従性が向上する。これにより、可撓管 70 の操作性を向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 70 を提供することができる。

【0074】

次に、第 6 の実施形態に係る可撓管 80 について図 13 及び図 14 を参照して説明する。本実施形態では第 1 の実施形態の可撓管 14 の構成を次の通り変更したものである。なお、第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【0075】

図 13 は外皮 21 を被覆する前の可撓管 80 の内部構造を示す図であり、図 14 は外皮 21 を被覆した後の可撓管 80 の内部構造を示す図である。図 14 に示すように、可撓管 80 は管状の網状管 81 と、網状管 81 の外周に被覆した樹脂製の外皮 21 から構成されている。網状管 81 は内層網状管 81 A と外層網状管 81 B の 2 層構造となっている。なお、本実施形態では網状管 81 は 2 層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3 層構造であっても 4 層構造であってもよい。

【0076】

内層網状管 81 A 及び外層網状管 81 B は、第 1 の実施形態の内層網状管 20 A 及び外層網状管 20 B と同様に複数（本実施形態では 4 つ）の断面が円形の素線 30 を平行に並べて素線束 31 を形成して、複数（本実施形態では 2 つ）の素線束 31 を内視鏡の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向（素線束 31 が 2 つの場合は 2 方向）に編み込むことで形成される。ここで、外皮 21 を網状管 81 に被覆する前の状態では、図 13 に示すように、内層網状管 81 A の素線束 31 には外皮 21 と同種の材質のコーティング 85 が施されている。

【0077】

そして、外皮 21 を網状管 81 に被覆する際の熱、又は、外皮 21 の被覆後の加熱によってコーティング 85 は溶解し、溶解したコーティング 85 は外皮 21 と溶着する。冷却後、図 14 に示すように、網状管 81 と外皮 21 が一体的に形成される。

【0078】

なお、コーティング 85 は素線束 31 を形成する 1 つの素線 30 ごとに施されていてもよい。また、本実施形態では内層網状管 81 A の素線束 31 にのみコーティング 85 が施されているが、外層網状管 81 B の素線束 31 にのみコーティング 85 が施されていてもよく、内層網状管 81 A 及び外層網状管 81 B の両方の素線束 31 にコーティング 85 が施されていてもよい。また、網状管 81 が 3 層以上の層状構造である場合は、網状管 81 の少なくともいずれか 1 層が素線束 31 にコーティング 85 が施されていればよい。

【0079】

次に、上記構成の可撓管 80 の作用について説明する。

【0080】

可撓管 80 では、内層網状管 81 A の素線束 31 に外皮 21 と同種の材質のコーティング 85 が施され、外皮 21 を網状管 81 に被覆する際の熱、又は、外皮 21 の被覆後の加

10

20

30

40

50

熱によってコーティング 8 5 は溶解し、溶解したコーティング 8 5 は外皮 2 1 と溶着する。網状管 8 1 と外皮 2 1 が一体化して形成されることにより、内視鏡の使用後に外皮 2 1 と網状管 8 1 が剥離しにくくなる。

【 0 0 8 1 】

可撓管の操作性を向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管を提供することができる。

【 0 0 8 2 】

そこで、上記構成の可撓管 8 0 では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管 8 0 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管 2 が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管 8 1 A 及び外層網状管 8 1 B は螺旋管 2 に比べ 1 本の素線が細く変形しやすいため、可撓管 8 0 が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管 2 は可撓管 8 0 がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管 8 0 の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管 8 1 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管 8 0 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 8 0 を提供することができる。

10

【 0 0 8 3 】

また、網状管 8 1 を内層網状管 8 1 A と外層網状管 8 1 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 8 1 全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 8 0 を提供することができる。

20

【 0 0 8 4 】

さらに、可撓管 8 0 では、内層網状管 8 1 A の素線束 3 1 に外皮 2 1 と同種の材質のコーティング 8 5 が施され、コーティング 8 5 は溶解し、溶解したコーティング 8 5 は外皮 2 1 と溶着する。このため、網状管 8 1 と外皮 2 1 が一体化して形成されることにより、内視鏡の使用後に外皮 2 1 と網状管 8 1 が剥離しにくくなる。これにより、耐久性の高い可撓管 8 0 を提供することができる。

【 0 0 8 5 】

次に、第 7 の実施形態に係る可撓管 9 0 について図 1 5 を参照して説明する。本実施形態では第 1 の実施形態の可撓管 1 4 の構成を次の通り変更したものである。なお、第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

30

【 0 0 8 6 】

図 1 5 は可撓管 9 0 の内部構造を示す図である。図 1 5 に示すように、可撓管 9 0 は管状の網状管 9 1 と、網状管 9 1 の外周に被覆した樹脂製の外皮 2 1 から構成されている。網状管 9 1 は内層網状管 9 1 A と外層網状管 9 1 B の 2 層構造となっている。なお、本実施形態では網状管 9 1 は 2 層構造となっているが、複数の層状構造であれば、3 層構造であっても 4 層構造であってもよい。

【 0 0 8 7 】

内層網状管 9 1 A 及び外層網状管 9 1 B は、第 1 の実施形態の内層網状管 2 0 A 及び外層網状管 2 0 B と同様に複数（本実施形態では 4 つ）の断面が円形の素線 3 0 を平行に並べて素線束 3 1 を形成して、複数（本実施形態では 2 つ）の素線束 3 1 を内視鏡の挿入方向に対して斜めに交差する複数の方向（素線束 3 1 が 2 つの場合は 2 方向）に編み込むことで形成される。ここで、内層網状管 9 1 A 及び外層網状管 9 1 B の素線束 3 1 の素線 3 0 には減摩剤 9 5 が塗布されている。減摩剤 9 5 にはタルク、デンカボロン、二硫化モリブデン、テフロン（登録商標）粉末等の固体潤滑剤が用いられる。

40

【 0 0 8 8 】

次に、上記構成の可撓管 9 0 の作用について説明する。

【 0 0 8 9 】

可撓管 9 0 では、内層網状管 9 1 A 及び外層網状管 9 1 B の素線 3 0 に減摩剤 9 5 が塗布されている。減摩剤 9 5 により可撓管 9 0 が湾曲した時に、内層網状管 9 1 A と外層網

50

状管 9 1 B との間、及び、外層網状管 9 1 B と外皮 2 1 との間の負荷抵抗が小さくなる。このため、より小さい力で可撓管 9 0 を湾曲することができる。

【0090】

そこで、上記構成の可撓管 9 0 では以下の効果を奏する。すなわち、可撓管 9 0 では、金属製の螺旋管 2 を設けないことにより、湾曲中心部の周辺に硬質体である螺旋管 2 が圧縮された状態で密集するのを防止する。また、内層網状管 9 1 A 及び外層網状管 9 1 B は螺旋管 2 に比べ 1 本の素線が細く変形しやすいため、可撓管 9 0 が屈曲した際、その屈曲形状に倣いやすい。螺旋管 2 は可撓管 9 0 がある曲げ半径以下になると、隣接する素線と重なり合って、可撓管 9 0 の曲げ方向の動きを阻害する力が発生するが、網状管 9 1 では螺旋管 2 に発生する曲げ方向の動きを阻害する力が発生しにくい。屈曲した臓器形状に倣いやすいので、可撓管 9 0 の操作性は向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 9 0 を提供することができる。

10

【0091】

また、網状管 9 1 を内層網状管 9 1 A と外層網状管 9 1 B の 2 層構造にすることにより、網状管が 1 層の場合に比べ、網状管 9 1 全体の剛性が高くなる。このため、操作部の軸回り方向の回転操作に対する挿入部全体の回転追従性を向上させることができる。これにより、内視鏡の検査時に挿入部を軸回り方向に回転操作する際の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 9 0 を提供することができる。

【0092】

さらに、内層網状管 9 1 A 及び外層網状管 9 1 B の素線 3 0 に減摩剤 9 5 を塗布することにより、可撓管 9 0 が湾曲した時に、内層網状管 9 1 A と外層網状管 9 1 B との間、及び、外層網状管 9 1 B と外皮 2 1 との間の負荷抵抗が小さくなり、より小さい力で可撓管 9 0 を湾曲することができる。これにより、可撓管 9 0 の操作性が向上し、患者の体腔内に挿入しやすい可撓管 9 0 を提供することができる。

20

【0093】

なお、本発明には、上述した実施形態から複数を組み合わせた可撓管も含まれる。例えば、第 2 の実施形態の可撓管 4 0 と第 3 の実施形態の可撓管 5 0 とを組み合わせ、内層網状管及び外層網状管が、断面が楕円の素線 4 5 から形成され、かつ、内層網状管と外層網状管とで素線 4 5 の編み込み密度が異なる可撓管も、本発明に含まれる。

【0094】

以上本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形ができることは勿論である。

30

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡の構成を示す斜視図。

【図 2】図 2 は第 1 の実施形態に係る可撓管を示す正面図。

【図 3】図 3 は第 1 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示す断面図。

【図 4】図 4 は第 1 の実施形態に係る可撓管の網状管の構成を示す略示図。

【図 5】図 5 は第 1 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示し、(a) は可撓管を湾曲させていない時の断面図、(b) は可撓管湾曲時の断面図。

40

【図 6】図 6 は本発明の第 2 の実施形態に係る可撓管を示す正面図。

【図 7】図 7 は第 2 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示す断面図。

【図 8】図 8 は第 2 の実施形態に係る可撓管の網状管の構成を示す略示図。

【図 9】図 9 は本発明の第 3 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示す断面図。

【図 10】図 10 は本発明の第 4 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示す断面図。

【図 11】図 11 は本発明の第 5 の実施形態に係る可撓管の内部構造を示す断面図。

【図 12】図 12 は第 5 の実施形態に係る可撓管の網状管の構成を示す略示図。

【図 13】図 13 は本発明の第 6 の実施形態に係る可撓管の、外皮を被覆する前の状態における内部構造を示す断面図。

【図 14】図 14 は第 6 の実施形態に係る可撓管の、外皮を被覆した後の状態における内

50

部構造を示す断面図。

【図 1 5】図 1 5 は本発明の第 7 の実施形態に係るかと管の内部構造を示す断面図。

【図 1 6】図 1 6 は従来例に係る可撓管の内部構造を示し、(a) は可撓管を湾曲させていない時の断面図、(b) は可撓管湾曲時の断面図。

【符号の説明】

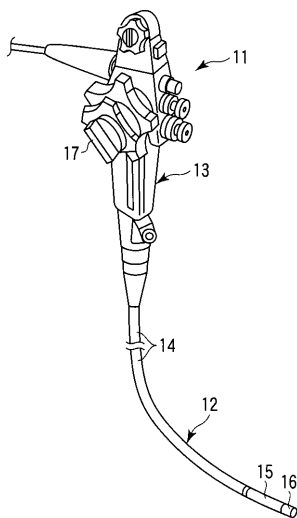
【 0 0 9 6 】

1, 14, 40, 50, 60, 70, 80, 90 ... 可撓管、 2 ... 螺旋管、 3, 20, 41, 51, 61, 71, 81, 91 ... 網状管、 20A, 41A, 51A, 61A, 71A, 81A, 91A ... 内層網状管、 20B, 31B, 41B, 51B, 61B, 71B, 81B, 91B ... 外層網状管、 4, 21 ... 外皮、 11 ... 内視鏡、 30, 45, 75 ... 素線、 31, 76 ... 素線束、 31a, 31b ... 素線束要素、 85 ... コーティング、 95 ... 減摩剤。

10

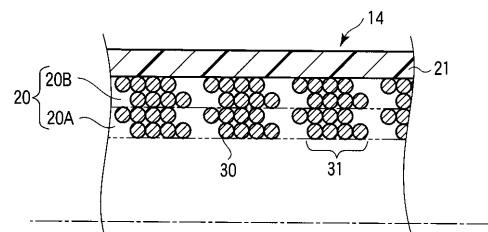
【 図 1 】

図 1



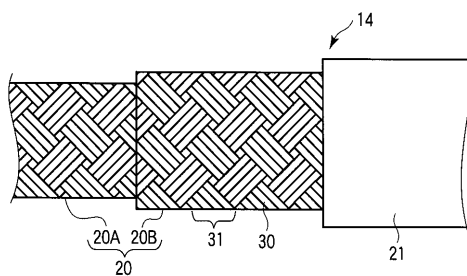
【 図 3 】

図 3



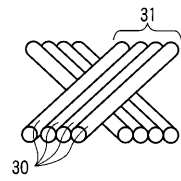
【 図 2 】

図 2



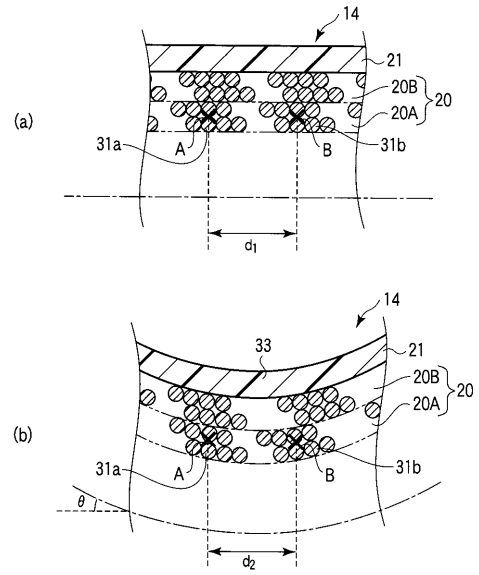
【 図 4 】

図 4



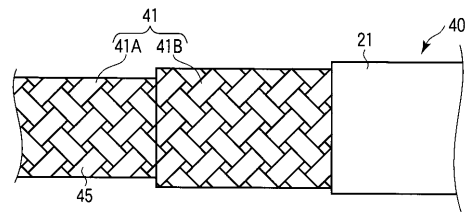
【 図 5 】

図 5



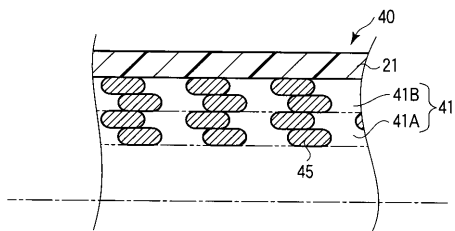
【 図 6 】

図 6



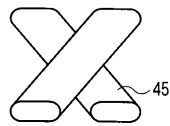
【 図 7 】

図 7



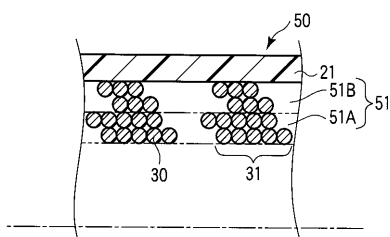
【 図 8 】

図 8



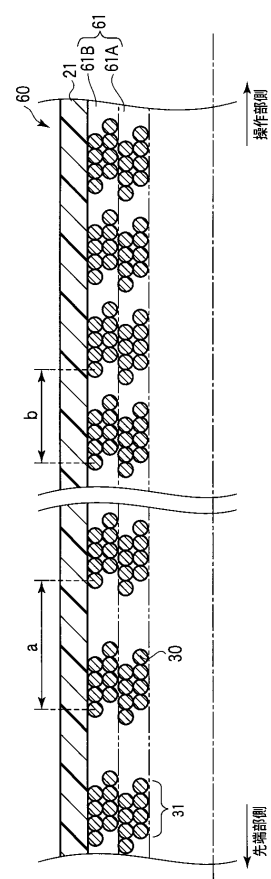
【 図 9 】

図 9



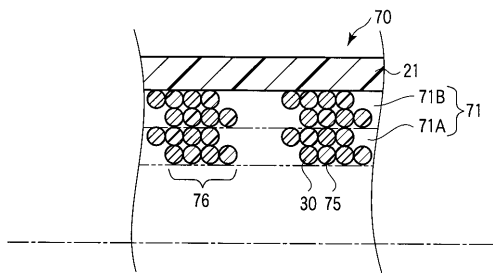
【 図 10 】

図 10



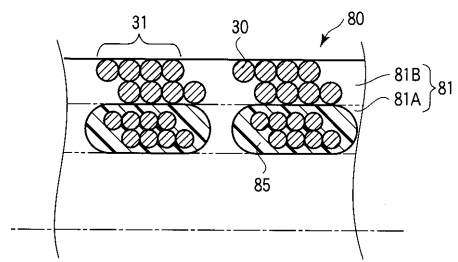
【図 1 1】

図 11



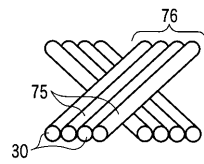
【図 1 3】

図 13



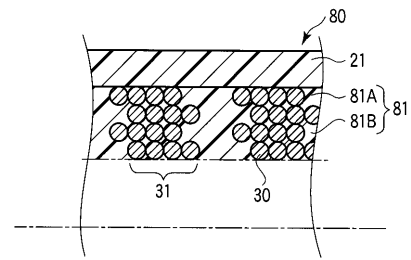
【図 1 2】

図 12



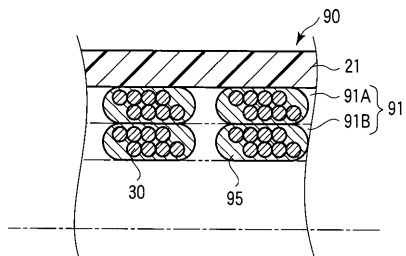
【図 1 4】

図 14



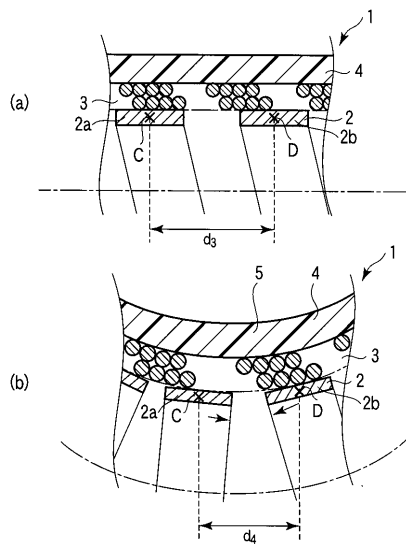
【図 1 5】

図 15



【図 1 6】

図 16



フロントページの続き

(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(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 100100952
弁理士 風間 鉄也
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(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 伊藤 義晃

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) 2H040 DA16 DA17

4C061 FF26 FF27 FF29 JJ06

专利名称(译)	内视镜用可挠管		
公开(公告)号	JP2010142483A	公开(公告)日	2010-07-01
申请号	JP2008324247	申请日	2008-12-19
[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	伊藤義晃		
发明人	伊藤 義晃		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A A61B1/005.511 A61B1/005.513 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/DA16 2H040/DA17 4C061/FF26 4C061/FF27 4C061/FF29 4C061/JJ06 4C161/FF26 4C161/FF27 4C161/FF29 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	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种用于内窥镜的柔性管，其具有高操作性并且易于插入患者的体腔中。 解决方案：在柔性管14中，由于内层网状管20A和外层网状管20B比螺旋管2更容易变形，因此在弯曲时可以容易地复制弯曲形状。另外，在网状管20中，不容易产生抑制在螺旋管2中产生的弯曲方向上的移动的力。由于不会发生保持柔性管14的弯曲状态的现象，因此当柔性管14弯曲时容易返回到原始位置。另外，通过在内层网状管20A和外编织管20B的双层结构的网状管20，网状管与一个层的情况相比，整个网状管20的刚性增大。因此，整个插入部分12相对于围绕操作部分13的轴线方向的旋转操作的旋转跟随性得到改善。由此，提高了在检查内窥镜11时使插入部12在绕轴线的方向上旋转时的可操作性，并且可以提供可以容易地插入患者体腔中的柔性管14。 [选中图]图5