

(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2007-50118

(P2007-50118A)

(43) 公開日 平成19年3月1日(2007.3.1)

(51) Int.Cl.	F I	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 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-237637 (P2005-237637)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年8月18日 (2005.8.18)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

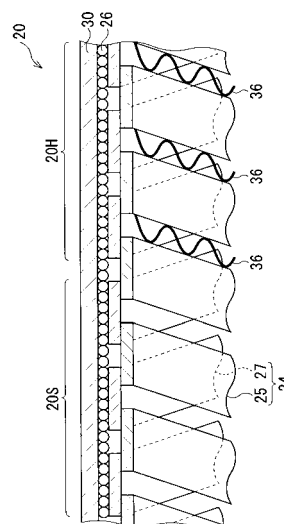
(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管

(57) 【要約】

【課題】 弾性度が調整されており、容易に製造可能な内視鏡用可撓管を提供する。

【解決手段】 可撓管20には、第1、第2螺旋部材25、27を含む螺旋管24が設けられている。第1、第2螺旋部材25、27においては、可撓管20が湾曲できるように、螺旋管24の軸方向に隙間が設けられている。第1螺旋部材25の隙間にある第1バネ36は、可撓管20の内視鏡スコープ側にのみ選択的に設けられ、先端部側には設けられていない。このため、被観察体に挿入される可撓管20の先端部側には、弾性の低い低弾性領域20Sが形成され、先端部とは反対の内視鏡スコープ側には、弾性のより高い高弾性領域20Hが形成される。このように、所望の位置にのみ第1バネ36を配置し、可撓管20の弾性度を調整する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

带状部材を、隙間が設けられるようにして螺旋状に巻いた螺旋管と、
前記隙間において前記带状部材に沿って伸縮する弾性部材とを備え、
前記弾性部材が、前記隙間において選択的に配置されており、前記弾性部材を含む高弾性領域と、前記弾性部材を含まない低弾性領域とが形成されることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記低弾性領域が、内視鏡観察において被観察体に挿入される先端部に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】

前記弾性部材が、前記隙間内において、前記带状部材に繰り返し接するように蛇行する波状であ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】

前記带状部材に、前記弾性部材が嵌合するための溝が設けら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。

【請求項 5】

前記螺旋管の軸方向における前記带状部材の隙間の長さが、 $0.5 \sim 1.5$ (mm)であ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 6】

带状部材を、隙間が設けられるようにして螺旋状に巻いた螺旋管と、
前記隙間において前記带状部材に沿って伸縮する波状の弾性部材とを備え、前記弾性部材が第 1 の周波数を有する高弾性領域と、前記弾性部材が前記第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を有する低弾性領域とが形成されることを特徴とする内視鏡用可撓管。

20

【請求項 7】

周波数の異なる複数の前記弾性部材を有することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

带状部材を、隙間を設けるように螺旋状に巻いて螺旋管を形成し、
前記隙間に、前記带状部材に沿って伸縮するように弾性部材を選択的に配置し、
前記弾性部材を含む高弾性領域と、前記弾性部材を含まない低弾性領域とを形成することを特徴とする内視鏡用可撓管の製造方法。

30

【請求項 9】

前記带状部材に、前記弾性部材が嵌合するための溝を設けた後に、前記带状部材を螺旋状に巻いて前記螺旋管を形成することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用可撓管の製造方法。

【請求項 10】

前記螺旋管の外周側に網状部材を配置し、
前記網状部材の表面を外皮で覆うことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用可撓管の製造方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡用の可撓管に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡装置においては、撮像素子等が内蔵されたスコープを被写体である人体の内部に送り込むために、可撓管が用いられる。内視鏡用の可撓管は、一般に、带状の金属片を巻いた螺旋管と、螺旋管の外側に配置された網状部材と、網状部材の表面を覆う樹脂等の外

50

皮を含む。

【0003】

内視鏡用の可撓管は、被写体観察、患部の処置等を容易にするため、先端部に近い領域ほど弾性が低くて軟らかく、湾曲し易いことが好ましい。その一方で、挿入、脱離操作を容易にするために、オペレータの手元側、すなわち基端部に近い領域では、弾性が高く、硬くて湾曲しにくいことが必要とされる。そこで、弾性度を調整するために、複数の樹脂を異なる比率で混合させて外皮を形成した内視鏡用可撓管、およびその製造方法が知られている（例えば特許文献1）。

【特許文献1】特開平2-131738号公報（第4欄～第7欄、第1図、第2図第4図、第9～12図等参照）

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

複数の樹脂の混合比率を変えて外皮を構成する場合、混合比率の調整や、樹脂を均等に混合させる工程等が必要となり、可撓管の製造工程が複雑化する。さらに、複数の樹脂の混合比率を変化させながら正確に混合して吐出する装置など、特別な製造装置が必要となる。

【0005】

本発明は、弾性が調整されており、容易に製造可能な内視鏡用可撓管の提供を目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の内視鏡用可撓管は、帯状部材を、隙間が設けられるようにして螺旋状に巻いた螺旋管と、螺旋管の隙間において帯状部材に沿って伸縮する弾性部材とを備え、弾性部材が、隙間において選択的に配置されており、これにより弾性部材を含む高弾性領域と、弾性部材を含まない低弾性領域とが形成されたことを特徴とする。

【0007】

低弾性領域は、内視鏡観察において被観察体に挿入される先端部に形成されることが好ましい。また弾性部材は、例えば、螺旋管の隙間内において帯状部材に繰り返し接するように蛇行する波状である。

30

【0008】

帯状部材には、弾性部材が嵌合するための溝が設けられていることが好ましい。また、螺旋管の軸方向における帯状部材の隙間の長さは、0.5～1.5（mm）であることが望ましい。

【0009】

本発明の第2の内視鏡用可撓管は、帯状部材を、隙間が設けられるようにして螺旋状に巻いた螺旋管と、螺旋管の隙間において帯状部材に沿って伸縮する波状の弾性部材とを備え、弾性部材が第1の周波数を有する高弾性領域と、弾性部材が第1の周波数よりも低い第2の周波数を有する低弾性領域とが形成されることを特徴とする。そして第2の内視鏡用可撓管は、周波数の異なる複数の弾性部材を有することが好ましい。

40

【0010】

本発明の内視鏡用可撓管の製造方法は、帯状部材を、隙間を設けるように螺旋状に巻いて螺旋管を形成し、螺旋管の隙間に、帯状部材に沿って伸縮するように弾性部材を選択的に配置し、弾性部材を含む高弾性領域と、弾性部材を含まない低弾性領域とを形成することを特徴とする。

【0011】

本発明の内視鏡用可撓管の製造方法においては、帯状部材に、弾性部材が嵌合するための溝を設けた後に、帯状部材を螺旋状に巻いて螺旋管を形成することが好ましく、また、螺旋管の外周側に網状部材を配置し、網状部材の表面を外皮で覆うことが好ましい。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、弾性が調整されており、容易に製造可能な内視鏡用可撓管を実現できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。図 1 は、第 1 の実施形態における内視鏡スコープを示す図である。

【 0 0 1 4 】

内視鏡スコープ 1 0 は、電子内視鏡装置（図示せず）の一部であって、吸引ボタン 1 2、送気・送水ボタン 1 4 などの操作ボタンを有する操作部 1 6 と、操作部 1 6 から延出し、被写体である患者の体内に挿入される可撓管 2 0 とを含む。可撓管 2 0 の先端部 2 2 には、被写体画像を生成するための撮像素子、対物レンズ等（図示せず）が設けられている。

【 0 0 1 5 】

可撓管 2 0 は、人体内に挿入されるために湾曲可能であり、特に、被写体観察や患部の処置を容易にするために、先端部 2 2 の付近は大きい角度で曲げることができる。また、内視鏡スコープ 1 0 は、操作部 1 6 が電子内視鏡装置のプロセッサ（図示せず）に取付けられて使用される。

【 0 0 1 6 】

図 2 は、本実施形態における可撓管 2 0 の一部を示す断面図である。

【 0 0 1 7 】

可撓管 2 0 には、螺旋管 2 4 と、螺旋管 2 4 の表面を覆うように、螺旋管 2 4 の外周側に配置された網状部材 2 6 とが設けられている。螺旋管 2 4 は、第 1 螺旋部材 2 5 と第 2 螺旋部材 2 7 とを含む。そして網状部材 2 6 の外側には、網状部材 2 6 の表面を覆う、樹脂製の外皮層 3 0 が設けられている。外皮層 3 0 は、可撓管 2 0 の表面にあって、被写体である患者の体液や消毒液等が可撓管 2 0 の内部に侵入することを防止する。

【 0 0 1 8 】

第 1 および第 2 螺旋部材 2 5、2 7 は、第 2 螺旋部材 2 7 が第 1 螺旋部材 2 5 の外側の表面に接するように互いに積層されている。そして、第 1 および第 2 螺旋部材 2 5、2 7 においては、可撓管 2 0 が湾曲できるように、螺旋管 2 4 の軸方向に隙間が設けられている。第 1 および第 2 螺旋部材 2 5、2 7 は、互いに異なる方向に沿って帯状部材を螺旋状に巻くことにより形成されているため、一方の隙間に他方の螺旋部材が嵌合してしまうことが防止される。

【 0 0 1 9 】

第 1 螺旋部材 2 5 の隙間には、第 1 螺旋部材 2 5 を形成する帯状部材に沿って延びる第 1 バネ 3 6（弾性部材）が設けられている。第 1 バネ 3 6 は、第 1 螺旋部材 2 5 の隙間内において、帯状部材の側面に繰り返し接しながら、第 1 螺旋部材 2 5 の軸方向に山を形成するように蛇行する波状である。

【 0 0 2 0 】

一般的に、内視鏡用可撓管においては、被写体観察、患部の処置等を容易にするため、被観察体である人体に挿入される先端部に近い領域ほど軟らかく、湾曲し易いことが好ましい。一方、オペレータが保持することの多い、先端部とは反対側の端部、すなわち内視鏡スコープに近い領域は、可撓管の挿入、および脱離の操作のために、硬くて湾曲しにくいことが必要とされる。

【 0 0 2 1 】

このため、第 1 バネ 3 6 は、内視鏡スコープ 1 0 側にのみ選択的に設けられており、可撓管 2 0 の先端部 2 2（図 1 参照）側においては設けられていない。この結果、被観察体に挿入される先端部 2 2 側には、弾性度が低く、軟らかい低弾性領域 2 0 S が形成され、先端部 2 2 とは反対の内視鏡スコープ 1 0 側には、弾性度がより高く、硬い高弾性領域 2 0 H が形成される。

10

20

30

40

50

【0022】

なお、螺旋管24の内側、すなわち第1螺旋部材25の内側には、撮像素子により生成された画像信号をプロセッサに送信するためのケーブルや、プロセッサにある光源（図示せず）からの光を通過させるライトガイド、送気・送水管（いずれも図示せず）等が通っている。また、螺旋管24の内径および外径はいずれも一定であり、網状部材26、外皮層30の厚さも一定であることから、可撓管20の径もまた一定である。

【0023】

螺旋管24を構成する第1および第2螺旋部材25、27は、いずれも螺旋状のステンレス鋼により形成されているが、ステンレス鋼の他に銅合金等が用いられても良い。また、網状部材26は、ステンレス鋼の細線が網状に配置されたものであり、細線の材料として、ステンレス鋼の他に、銅合金、あるいは樹脂が使用されても良い。

10

【0024】

第1バネ36は、第1および第2螺旋部材25、27と同様に、例えばステンレス鋼により形成され、ここではSUS304の細線が使用される。そしてその直径は、可撓管20の収縮を防止するために0.05（mm）以上であることが好ましく、また可撓管20の湾曲性を良好に保つために、0.5（mm）以下であることが好ましい。ここでは、第1バネ36の直径は0.1（mm）である。

【0025】

外皮層30としては、例えば、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-酢酸ビニル共重合体等のポリオレフィン、ポリアミド、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリブチテレフタレート等のポリエステル、ポリウレタン、ポリスチレン樹脂、ポリテトラフルオロエチレン、エチレン-テトラフルオロエチレン共重合体等のフッ素系樹脂、ポリイミド等の可撓性を有する樹脂、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリオレフィン系、ポリアミド系、ポリスチレン系、フッ素系等の熱可塑性エラストマー等が使用される。そして、これらの樹脂等を複数組合せて、外皮層30の材料としても良い。

20

【0026】

そして外皮層30は、可撓管20の耐久性と湾曲性とのいずれもが良好であるように、0.1～1.0（mm）程度の厚さであることが好ましく、ここでは0.5（mm）である。

30

【0027】

引き続き、可撓管20の製造方法につき説明する。図3は、第1螺旋部材25の形成に用いられる帯状部材を示す斜視図である。図4は、帯状部材を螺旋状に巻いて形成された第1螺旋部材25を示す図である。

【0028】

まず、幅が3.2（mm）で厚さが0.2（mm）のステンレス鋼の帯状部材39を巻き回し、第1螺旋部材25を形成する（図4参照）。ここで、螺旋管24の軸方向における第1螺旋部材25の隙間の長さ、すなわち第1螺旋部材25のピッチPは、可撓管20が適度な湾曲性と強度とを有するように、0.5～1.5（mm）の範囲内であることが好ましい。そして、本実施形態においては、第1螺旋部材25のピッチPは1.0（mm）で一定である。

40

【0029】

さらに、ステンレス鋼の細線に曲げ加工を施し、波状の第1バネ36（ここでは図示せず）を形成する。この第1バネ36を、第1螺旋部材25の所定の領域、すなわち可撓管20における高弾性領域20Hに対応する領域にある隙間に、公知の手法により選択的に配置する。さらに、第1螺旋部材25の外側の表面に積層するように、同じ帯状部材39を巻き回して第2螺旋部材27（ここでは図示せず）とし、二重構造の螺旋管24を形成する。なお、螺旋管24の内径、すなわち第1螺旋部材25の内径はおよそ8.6（mm）であり、螺旋管24の外径、すなわち第2螺旋部材27の外径はおよそ9（mm）である。

50

【 0 0 3 0 】

さらに、螺旋管 2 4 の外周に、ステンレス鋼の細線を網組して網状部材 2 6 を設け、可撓管 2 0 の中間体として、螺旋管 2 4、第 1 バネ 3 6、および網状部材 2 6 から成る芯材（図示せず）を形成する。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、外皮層 3 0 を成形するために作動中の押出し成形機の一部を示す図である。図 6 は、図 5 に示す押出し成形機のヘッド部を示す断面図である。

【 0 0 3 2 】

押出し成形機 4 0 は、押出し機 4 2 と、ヘッド部 4 4 とを含む。押出し機 4 2 は、樹脂などの成形材料を加熱しつつヘッド部 4 4 に送り出し、ヘッド部 4 4 は、管状部材を押出すように移動させながら、押出し機 4 2 から送り出された成形材料を管状部材の表面に向けて吐出する。この押出し成形機 4 0 により、管状部材の表面を樹脂などの成形材料で覆う押出し成形が行なわれる。ここでは、以下に述べるように、押出し成形機 4 0 を用いた押出し成形により、管状部材である芯材の表面に外皮層 3 0 を形成する。

【 0 0 3 3 】

まず、外皮層 3 0 の材料であるポリオレフィン系熱可塑性エラストマー（TPO）の固形樹脂 4 6 を、押出し機 4 2 の材料投下口 M から、シリンダ 4 8 内に適量ずつ投下する。シリンダ 4 8 には、スクリー 5 0 が設けられており、スクリー 5 0 は、所定の速度で回転する。シリンダ 4 8 内は、予め所定の温度となるように加熱されているため、投下された固形樹脂 4 6 は、熱せられて徐々に溶けながらスクリー 5 0 の表面に付着する。

【 0 0 3 4 】

スクリー 5 0 の表面には、螺旋状に巻付けられた帯状の部材 5 2 の間に溝が形成されている。そして、スクリー 5 0 が回転すると、加熱された TPO は、徐々に流動性を増しながらスクリー 5 0 表面の溝内を流れ、スクリー 5 0 の先端部 5 0 T に向けて運ばれる。さらに、TPO は、スクリー先端部 5 0 T からヘッド部 4 4 内に設けられた供給路 5 4 に流れる。

【 0 0 3 5 】

ヘッド部 4 4 には、芯材などの管状部材を、軸方向に所定の速度で移動させるための搬送路 5 6 が設けられている。そして、供給路 5 4 と搬送路 5 6 とはつながっており、供給路 5 4 を通過した TPO は、搬送路 5 6 を矢印 A の示す軸方向に移動している芯材 5 8 の表面に吐出され、冷却されて硬化する（図 6 参照）。このように、網状部材 2 6 の表面を覆う TPO の外皮層 3 0 を形成する。

【 0 0 3 6 】

こうして形成される外皮層 3 0 の厚さは、押出し成形における芯材 5 8 の引き速度、加熱される TPO の温度、吐出量に基づいて調整され、ここでは約 0.5 (mm) である。なお、網状部材 2 6 の少なくとも一部を樹脂で形成していた場合、網状部材 2 6 の樹脂と TPO とを溶融させることにより、網状部材 2 6 と外皮層 3 0 とは、より強固に結合される。

【 0 0 3 7 】

以上のように本実施形態によれば、第 1 螺旋部材 2 5 の隙間において、所望の位置にのみ第 1 バネ 3 6 を配置することにより、可撓管 2 0 の弾性度を調整することができる。そして第 1 バネ 3 6 は、既存の手法によって所定の位置に容易に配置できるため、第 1 バネ 3 6 の配置によっては可撓管 2 0 の製造工程は複雑化しない。

【 0 0 3 8 】

本実施形態においては、複数の第 1 バネ 3 6 の配置間隔を調整することにより、可撓管 2 0 の弾性度を調整しても良い。この場合、可撓管 2 0 の先端部 2 2 側においては、内視鏡スコープ 1 0 側におけるよりも長い間隔で、より少ない第 1 バネ 3 6 が設けられる。

【 0 0 3 9 】

また、本実施形態においては、第 1 バネ 3 6 の形状は波状に限定されず、例えば螺旋状であっても良い。

【 0 0 4 0 】

図 7 は、第 2 の実施形態における可撓管 2 0 の一部を示す断面図である。図 8 は、本実施形態において用いられる複数のバネを示す図である。

【 0 0 4 1 】

第 1 の実施形態においては、第 1 バネ 3 6 のみが使用されていたのに対し、本実施形態の可撓管 2 0 においては、複数のバネが用いられる。すなわちここでは、周波数のみが互いに異なり、直径などの大きさや材質が同じ第 2 バネ 3 7 と第 3 バネ 3 8 (いずれも弾性部材) とが、それぞれ第 1 螺旋部材 2 5 の隙間に選択的に配置されている。

【 0 0 4 2 】

図示するように、第 2 バネ 3 7 は第 3 バネ 3 8 よりも高い周波数を有しており、第 1 螺旋部材 2 5 に接する頂点の間隔が短い。従って、可撓管 2 0 の第 2 バネ 3 7 を含む領域においては、軸方向における単位長さ当たりのバネ量が、第 3 バネ 3 8 を含む領域よりも多く (図 8 参照)、このため、第 3 バネ 3 8 を含む領域よりも弾性度が高い。そこで、本実施形態においては、第 2 バネ 3 7 を可撓管 2 0 の内視鏡スコープ 1 0 側に配置して高弾性領域 2 0 H を形成し、第 3 バネ 3 8 を先端部 2 0 側に配置して低弾性領域 2 0 S を形成している。

【 0 0 4 3 】

以上のように本実施形態では、周波数が異なる第 2 および第 3 バネ 3 7、3 8 を用いることにより、可撓管 2 0 の弾性度を調整することができる。

【 0 0 4 4 】

なお、本実施形態では、可撓管 2 0 を容易に製造するため、周波数の異なる複数の第 2、第 3 バネ 3 7、3 8 を用いることが好ましいが、周波数の異なる領域を持つ一本のバネを使用しても良い。また、第 2、第 3 バネ 3 7、3 8 のいずれとも異なる周波数を有するバネをさらに用いて、より細かく可撓管 2 0 の弾性度を調整しても良い。

【 0 0 4 5 】

第 1 螺旋部材 2 5 のみならず、第 2 螺旋部材 2 7 においてもバネを配置することにより高弾性領域 2 0 H を設けても良い。また、先端部 2 2 において、第 2 バネ 3 7 を始めとするいかなるバネをも配置しないことにより、本実施形態よりも湾曲し易い低弾性領域 2 0 S を設けても良い。

【 0 0 4 6 】

図 9 は、第 3 の実施形態における帯状部材である、第 1 加工部材を示す斜視図であり、図 1 0 は、本実施形態における第 2 加工部材を示す斜視図である。図 1 1 は、長さ方向に垂直な平面で帯状部材を切断した断面図である。

【 0 0 4 7 】

第 3 の実施形態においては、第 1 螺旋部材 2 5 を形成するために用いられる帯状部材が、これまでの実施形態とは異なる。すなわち、第 1 および第 2 の実施形態においては、未加工の帯状部材 3 9 (図 3 参照) を巻き回して第 1 螺旋部材 2 5 を形成したのに対し、本実施形態においては、帯状部材 3 9 の側面に加工が施された第 1 加工部材 4 1、もしくは第 2 加工部材 4 3 が使用される。

【 0 0 4 8 】

第 1 および第 2 加工部材 4 1、4 3 には、第 1 バネ 3 6 が嵌合するための第 1 および第 2 溝 4 1 L、4 3 L がそれぞれ設けられている (図 9 ~ 1 1 参照)。このため、第 1、第 2 加工部材 4 1、4 3 のいずれかをを用いて第 1 螺旋部材 2 5 を形成すると、波状の第 1 バネ 3 6 の頂点部分が第 1 もしくは第 2 溝 4 1 L、4 3 L に嵌合し、第 1 バネ 3 6 が第 1 螺旋部材 2 5 から離脱することが防止される。

【 0 0 4 9 】

第 1 もしくは第 2 加工部材 4 1、4 3 を用いて第 1 螺旋部材 2 5 を形成する場合、帯状部材 3 9 の側面 3 9 S を公知の手法によって削り、第 1、第 2 溝 4 1 L、4 3 L を設けた後に、第 1 もしくは第 2 加工部材 4 1、4 3 を螺旋状に巻き回して螺旋管 2 4 を形成する (図 1 1 参照)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

以上のように本実施形態によれば、第 1、第 2 溝 4 1 L、4 3 L を設けた第 1、第 2 加工部材 4 1、4 3 を用いることにより、可撓管 2 0 は、湾曲時等においても第 1 バネ 3 6 が所定の位置から外れることのない、安定した構造を有する。

【 0 0 5 1 】

なお、第 1、第 2 溝 4 1 L、4 3 L の形状は、第 1 バネ 3 6 を保持できる限り、本実施形態には限定されない。また、第 1、第 2 加工部材 4 1、4 3 が用いられるバネは、第 1 バネ 3 6 に限定されず、第 2、第 3 バネ 3 7、3 8 であっても良い。そして、これらの第 1 ~ 第 3 バネ 3 6 ~ 3 8 は、第 1 螺旋部材 2 5 のみならず第 2 螺旋部材 2 7 に配置されても良く、その場合においては、第 1、第 2 加工部材 4 1、4 3 は、第 1 螺旋部材 2 5 とともに第 2 螺旋部材 2 7 の形成にも使用されることが好ましい。

【 0 0 5 2 】

いずれの実施形態においても、第 1 ~ 第 3 バネ 3 6 ~ 3 8 の材質は、ステンレス鋼に限定されず、他の金属、例えば銅合金等であっても良い。さらに第 1 ~ 第 3 バネ 3 6 ~ 3 8 の直径についても同様であり、先述の実施形態における値には限られない。そして第 1 ~ 第 3 バネ 3 6 ~ 3 8 は、第 1 螺旋部材 2 5 に代わり、あるいは第 1 螺旋部材 2 5 とともに第 2 螺旋部材 2 7 に設けられても良い。

【 0 0 5 3 】

さらに、いずれの実施形態においても、螺旋管 2 4、網状部材 2 6、外皮層 3 0、帯状部材 3 9 等の材質、形状、サイズ等は本実施形態に限定されず、内視鏡観察の対象部位等に応じて調整することができる。例えば螺旋管 2 4 は、第 1 および第 2 螺旋部材 2 5、2 7 を積層させた二重構造ではなく、単一の螺旋管 2 4 から成る一重構造であっても良い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 4 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態における内視鏡スコープを示す図である。

【 図 2 】 第 1 の実施形態における可撓管の一部を示す断面図である。

【 図 3 】 第 1 螺旋部材の形成に用いられる帯状部材を示す斜視図である。

【 図 4 】 帯状部材を螺旋状に巻いて形成された第 1 螺旋部材を示す図である。

【 図 5 】 外皮層を成形するために作動中の押出し成形機の一部を示す図である。

【 図 6 】 図 5 に示す押出し成形機のヘッド部を示す断面図である。

【 図 7 】 第 2 の実施形態における可撓管の一部を示す断面図である。

【 図 8 】 第 2 の実施形態において用いられる複数のバネを示す図である。

【 図 9 】 第 3 の実施形態における帯状部材である、第 1 加工部材を示す斜視図である。

【 図 1 0 】 第 3 の実施形態における帯状部材である、第 2 加工部材を示す斜視図である。

【 図 1 1 】 長さ方向に垂直な平面で帯状部材を切断した断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 5 】

2 0 可撓管（内視鏡用可撓管）

2 4 螺旋管

2 6 網状部材

3 0 外皮層（外皮）

3 6 第 1 バネ（弾性部材）

3 7 第 2 バネ（弾性部材）

3 8 第 3 バネ（弾性部材）

3 9 帯状部材

4 1 第 1 加工部材（帯状部材）

4 1 L 第 1 溝（溝）

4 3 第 2 加工部材（帯状部材）

4 3 L 第 2 溝（溝）

P ピッチ（隙間）

10

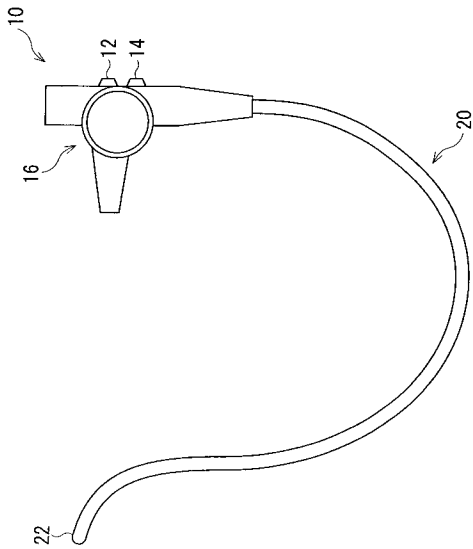
20

30

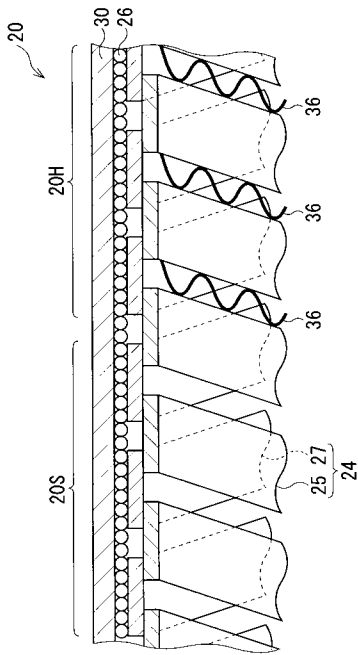
40

50

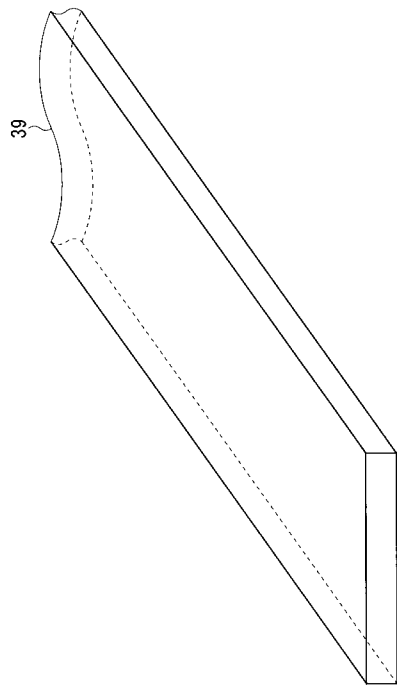
【 図 1 】



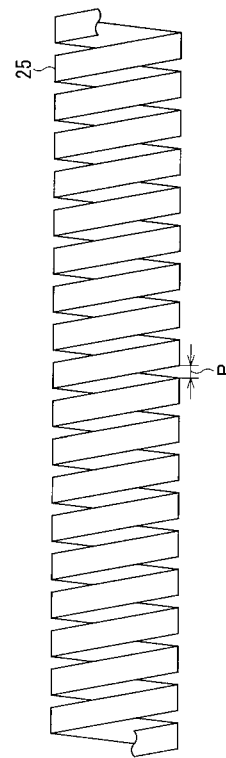
【 図 2 】



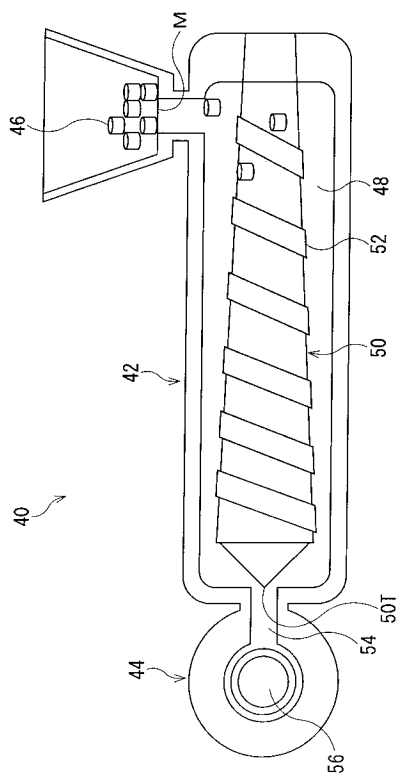
【図 3】



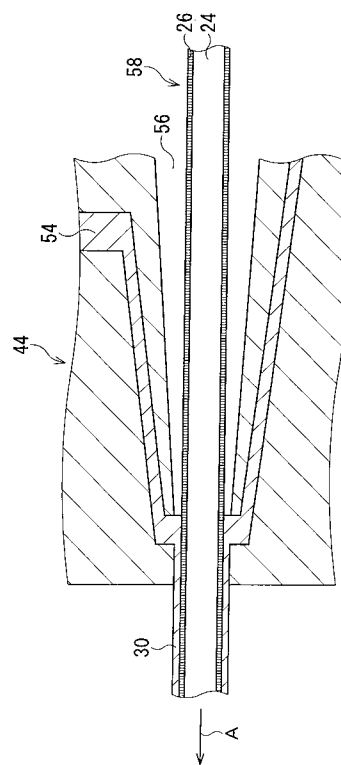
【図 4】



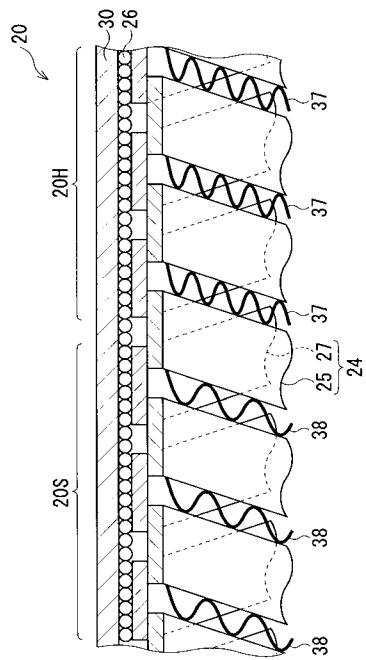
【図 5】



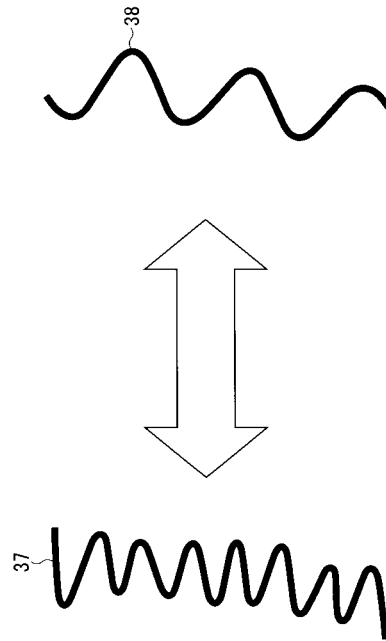
【図 6】



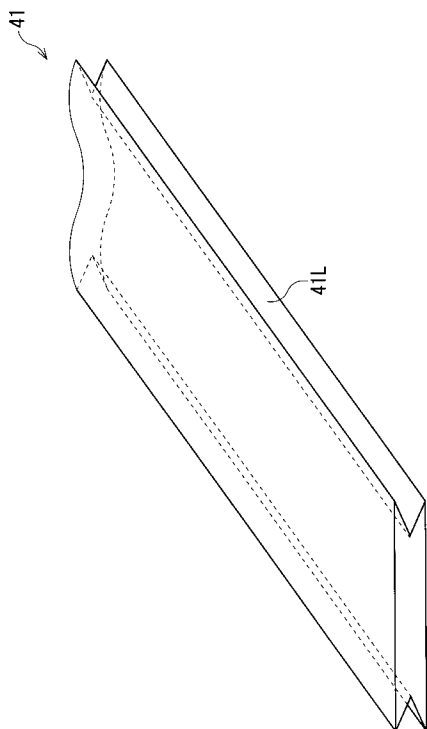
【図 7】



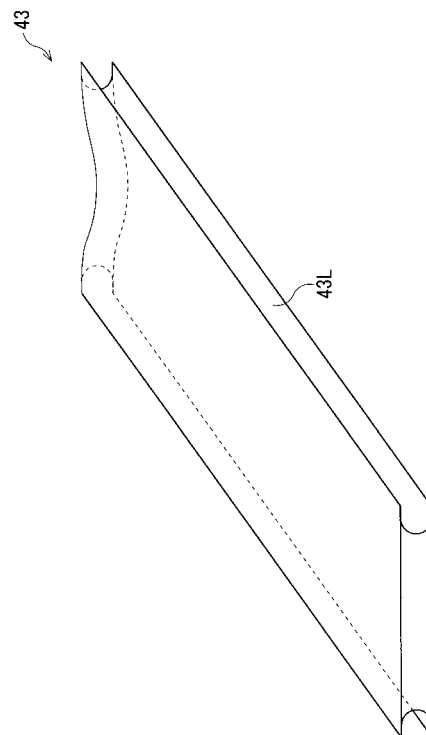
【図 8】



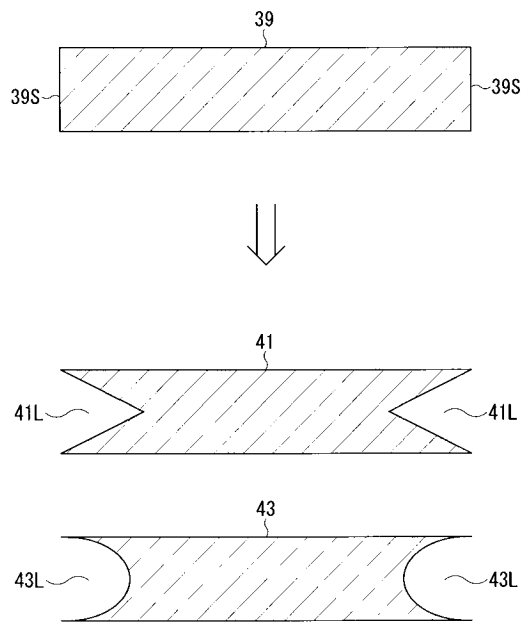
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 四條 由久

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 荻野 隆之

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 DA15 DA16 DA17

4C061 DD03 FF25 FF28 JJ06 JJ11

专利名称(译)	内视镜用可挠管		
公开(公告)号	JP2007050118A	公开(公告)日	2007-03-01
申请号	JP2005237637	申请日	2005-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	四條由久 荻野隆之		
发明人	四條 由久 荻野 隆之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/DA17 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF28 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF28 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于内窥镜的挠性管，该挠性管的弹性可以调节并且易于制造。挠性管（20）具有包括第一螺旋构件（25）和第二螺旋构件（27）的螺旋管（24）。在第一螺旋构件25和第二螺旋构件27中，在螺旋管24的轴向方向上设置有间隙，使得挠性管20可以弯曲。在第一螺旋构件25的间隙中的第一弹簧36选择性地仅设置在挠性管20的内窥镜观察侧，而不设置在顶端侧。因此，在插入观察对象物的挠性管20的前端侧形成有低弹性低弹性区域20S，在与该前端部相反的内窥镜观察侧，弹性较高。形成高弹性区域20H。因此，第一弹簧36仅布置在期望的位置，并且柔性管20的弹性被调节。[选择图]图2

