

(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2004-290322

(P2004-290322A)

(43) 公開日 平成16年10月21日(2004.10.21)

(51) Int.Cl.⁷A61B 1/00
G02B 23/24

F I

A61B 1/00
G02B 23/24310A
A

テーマコード (参考)

2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2003-84843 (P2003-84843)
(22) 出願日 平成15年3月26日 (2003.3.26)(71) 出願人 000005430
富士写真光機株式会社
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
(74) 代理人 100089749
弁理士 影井 俊次
(72) 発明者 安藤 直
埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地
富士写真光機株式会社内
Fターム(参考) 2H040 BA21 CA11 DA03 DA15 DA17
DA56 DA57
4C061 FF28 FF29 JJ06

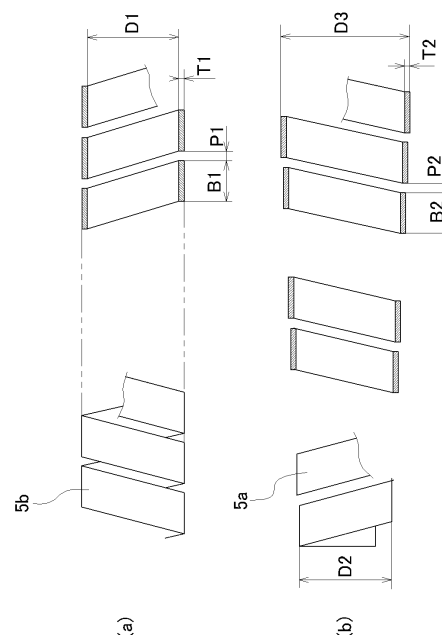
(54) 【発明の名称】 内視鏡の可撓管

(57) 【要約】

【課題】 2重の螺旋管から構成される可撓管に部分的に硬さの差を持たせることができ、しかも捻り方向によっても硬さの差が大きくなるようにする。

【解決手段】 金属帯片を螺旋状に巻回した内外の螺旋管5a、5bのうち、外側螺旋管5bはその巻回部の自由状態での内径D1は全長にわたって一定であり、内側螺旋管5aの外径寸法は、軸線方向に向けて連続的または段階的に変化させ、内側螺旋管5aの一端側の自由状態での外径D2は、外側螺旋管5bの内径D1と同じか、またはそれより小さくし、この一端側から、若しくは途中位置から内側螺旋管5aの外径を外側螺旋管5bの内径D1より大きくし、他端側における内側螺旋管5aの自由状態での外径D3は外側螺旋管5bの内径D1より十分大きくして、内側螺旋管5aを縮径させて、外側螺旋管5b内に挿入する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

相互に反対方向に巻回した内外 2 重の螺旋管からなる可撓管体を筒状網体で覆い、さらに筒状網体の外周に外皮層を外装し、内部に挿通部材の挿通路を形成した内視鏡の可撓管において、

前記可撓管体は、その軸線方向の少なくとも一部が前記内側螺旋管の自由状態での外径を前記外側螺旋管の自由状態の内径より大きくしたもので

構成したことを特徴とする内視鏡の可撓管。

【請求項 2】

前記可撓管体には、前記外側螺旋管の内径はその全長にわたって同一寸法となし、前記内側螺旋管の外径は、その一端部が最大であり、かつ前記外側螺旋管の内径より大きくし、他端部に向けて段階的または連続的に外径を小さくする構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡の可撓管。 10

【発明の詳細な説明】**【0001】****【産業上の利用分野】**

本発明は、内視鏡における挿入部の軟性部やライトガイド軟性部等として用いられる可撓管に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

医療用や工業用等として用いられる内視鏡は本体操作部に、挿入部を連結して設けると共に、ライトガイド軟性部を引き出すように構成したものである。挿入部は、通常本体操作部への連結側から大半の長さ分は曲げ方向に可撓性を有する軟性部であり、この軟性部の先端にはアングル部が、またアングル部の先端には先端硬質部が連結されている。照明部及び観察部からなる内視鏡観察機構は、この先端硬質部の先端面または先端側面に設けられる。 20

【0003】

前述した構成のうち、挿入部を構成する軟性部及びライトガイド軟性部は、耐潰性が良好であり、かつ曲げ方向に可撓性を持つ構造、つまり可撓管として構成される。この種の可撓管は、ばね性のある金属帯片を螺旋状に巻回することにより形成した可撓管体の外周に金属線材を編組した筒状網体を被装させ、さらに軟性樹脂やゴム等からなる外皮層を形成したもので構成される。 30

【0004】

ここで、例えば大腸鏡等のように、挿入経路に沿って挿入する際の抵抗が大きい場合がある。従って、軟性部の曲げ方向の可撓性をあまり高くすると、その先端にまで押し込み推力が伝達されなくなり、挿入部の挿入操作に支障を来すおそれがある。このために、挿入経路によっては軟性部を曲げ方向にある程度硬く、即ち曲げ方向に対する剛性を高くしなければならない。一方、大腸等の挿入経路は複雑に曲がった経路であり、しかも極端に曲がった部位等もある。このために、軟性部の先端部分、つまりアングル部への連結部及びその近傍では、むしろ曲げ方向の可撓性の度合いを大きくして、曲げ方向に柔軟な構造として、先端側の部分をなだらかに湾曲させる必要がある。 40

【0005】

以上のように、挿入部の軟性部における曲げ方向の可撓性については、基端側に剛性を持たせ、先端側が軟性構造とするのが望ましい。また、ライトガイド軟性部については、その本体操作部への連結側と、先端に設けたコネクタへの連結側とが折れ防止のために剛性を高め、中間部分は任意の方向に曲がることにより、本体操作部を把持して操作を行う術者等の負担軽減を図るのが望ましい。

【0006】

以上のように、軟性部やライトガイド軟性部といった可撓管は、軸線方向において、曲げ方向の硬さの変化を持たせる構成とする要請があることから、この可撓管を構成する可撓 50

管体、筒状網体、外皮層を軸線方向に硬さを変えるように構成したものが実用化されている。これらのうち、可撓管体が多層重の螺旋管から構成される点に着目して、内側に位置する螺旋管の外周面の一部に摩擦抵抗を増大させる処理を施して、この可撓管体が曲げに対する抵抗を増大させることによって、部分的に硬くするように構成したものは、従来から知られている（例えば、特許文献１参照。）。

【０００７】

【特許文献１】

特開平１－１８５２３６号公報（第３頁、第６図）

【０００８】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、多層の螺旋管からなる可撓管体は、内外の螺旋管を反対方向に巻回していることから、２層構造とした場合、可撓管体に捻り力が作用すると、両螺旋管の直径が変化する。内側螺旋管の直径が大きくなり、外側螺旋管の直径が小さくなる方向に捻られると、内外の螺旋管が密着して、前述した摩擦抵抗が増大するので、硬さが増すことになるが、反対に外側螺旋管の直径が大きくなり、内側螺旋管の直径が小さくなる方向に捻られると、内側螺旋管の外周面が外側螺旋管の内周面から離間するようになる結果、両螺旋管間の摩擦抵抗の増大が得られず、むしろ逆に軟らかくなってしまふ。従って、軟性部がこの方向に捻られると、可撓管体に十分な硬さを持たせることができなくなる。このために、可撓管体は少なくとも３層構造としなければならず、このために挿入部が太径化するという問題点がある。

【０００９】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、２重の螺旋管から構成される可撓管において、軸線方向に向けて硬さを変化させることができ、かつ捻り方向によっても硬さの差が大きくはでないようにすることにある。

【００１０】

【課題を解決するための手段】

前述した目的を達成するために、本発明は、相互に反対方向に巻回した内外２重の螺旋管からなる可撓管体を筒状網体で覆い、さらに筒状網体の外周に外皮層を外装し、内部に挿通部材の挿通路を形成した内視鏡の可撓管であって、前記可撓管体は、その軸線方向の少なくとも一部が前記内側螺旋管の自由状態での外径を前記外側螺旋管の自由状態の内径より大きくしたもので構成したことをその特徴とするものである。

【００１１】

ここで、内側の螺旋管を外側の螺旋管より大きくすることによって、曲げ方向の可撓性が小さくなり硬くなるが、それらの径差をより大きくすると硬さが増し、径差を小さくするとそれだけ曲げ方向の可撓性が大きくなり軟らかい構造となる。この場合、内外２重の螺旋管のうち、外側螺旋管の内径を変化させても良いが、挿入部の外径を全長にわたって変化させないようにするには、外側螺旋管の内外径は変化させず、内側螺旋管の外径を変化させるようにするのが望ましい。例えば、挿入部の軟性部として構成される場合において、その基端側、つまり本体操作部への連結側において、内側螺旋管の外径を最大にし、先端側に向かうに依じて段階的または連続的に外径を縮径するようになし、この内側螺旋管の外径が外側螺旋管の内径と同じか、またはそれより僅かに小さい外径となったときに、それより先端側の外径は変化させず、同じ外径とする。

【００１２】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。まず、図１に内視鏡の全体構成を示す。同図において、１は挿入部、２は本体操作部、３はライトガイド軟性部である。挿入部１は、本体操作部２への連結側から大半の部分が曲げ方向に可撓性を有する軟性部１ａであり、この軟性部１ａの先端にはアングル部１ｂが、またアングル部１ｂの先端には先端硬質部１ｃが連結されている。そして、先端硬質部１ｃの先端面には体腔内等を照明する照明部及びこの照明部からの照明下で体腔内壁等の観察を行う観察部が設けら

10

20

30

40

50

れている。また、必要に応じて、鉗子等の処置具を挿通させるための処置具挿通チャンネルの先端開口部等が形成される。アングル部 1 b は、先端硬質部 1 c を所望の方向に向けるためのものであり、上下、若しくは上下、左右に所定角度湾曲操作できるようになっている。

【 0 0 1 3 】

挿入部 1 を構成する軟性部 1 a からアングル部 1 b を経て先端硬質部 1 c に至るまで、図示は省略するが、各種の挿通部材、即ち光ファイバからなるライトガイド、またイメージガイドを構成する光ファイバ（光学式の内視鏡の場合）または固体撮像素子に接続した信号ケーブル（電子内視鏡の場合）、さらには鉗子等の処置具を導出するための処置具挿通チャンネル、送気送水管等からなるチューブ類、その他の長尺の挿通部材が挿通されている。一方、ライトガイド軟性部 3 内には、ライトガイドが挿通され、また送気送水管等も挿通されている。電子内視鏡の場合には、ライトガイド軟性部 3 は光源装置だけでなくプロセッサに接続されるものであり、このために信号ケーブルもライトガイド軟性部 3 内に挿通されている。

10

【 0 0 1 4 】

挿入部 1 を構成する軟性部 1 a や、本体操作部 2 から引き出されたライトガイド軟性部 3 は内部に種々の挿通部材が挿通されており、これらの挿通部材は、その性質上、軟性の部材である。このために、曲げ方向には可撓性を有し、かつ内部に挿通されている部材を保護するために、保形性、即ち耐潰性を有していなければならない。

【 0 0 1 5 】

図 2 及び図 3 に挿入部 1 における軟性部 1 a の構成を示す。図中において、4 は可撓管を示し、この可撓管体 4 は構造体として外側及び内側の螺旋管 5 a , 5 b から構成される。螺旋管 5 a , 5 b は、ステンレス等の金属帯片を螺旋状に巻回してなるものであって、これにより内部に各種の挿通部材の挿通路が確保される。また、曲げ方向に可撓性を持たせるために、螺旋管 5 a , 5 b は所定のピッチ間隔を空けるようにして巻回されており、巻回方向は相互に反対方向となっている。可撓管体 4 の外周には、金属線材を編組したネット、つまり筒状網体 6 で覆われており、この筒状網体 6 の外面にはさらに外皮層 7 が積層されている。

20

【 0 0 1 6 】

軟性部 1 a は以上のように構成されるものであって、その一端側に口金 8 を連結して、この口金 8 によってアングル部 1 b と連結される。また、他端側には接続リング 9 が連結して設けられており、この接続リング 9 は本体操作部 2 に連結されることになる。

30

【 0 0 1 7 】

前述したようにして構成される挿入部 1 を体腔内等に挿入する際に、押し込み操作に対する抵抗がない場合、または抵抗が小さい場合には、軟性部 1 a の曲げ方向における可撓性は高い方が挿入操作性及び被検者の負担軽減等の観点から望ましい。一方、例えば大腸鏡等のように、挿入経路に挿入する際の抵抗が大きい場合がある。軟性部 1 a の可撓性をあまり高くすると、その先端にまで押し込み推力が伝達されなくなり、挿入部 1 の挿入操作に支障を来すおそれがある。従って、挿入経路によっては軟性部 1 a を曲げ方向にある程度硬く、即ち曲げ方向に対する剛性を高くしなければならない。

40

【 0 0 1 8 】

また、大腸等の挿入経路は複雑に曲がった経路であり、しかも極端に曲がった部位等もある。このために、軟性部 1 a の先端部分、つまりアングル部 1 b への連設部及びその近傍では、むしろ曲げ方向に柔軟な構造として、先端側の部分をなだらかに湾曲させる必要がある。軟性部 1 a に連結したアングル部 1 b は先端硬質部 1 c を所望の方向に向けるためのものであり、場合によっては 180°以上にまで湾曲操作がなされる。この最大湾曲角乃至それに近い角度で湾曲させた時に、アングル部 1 b と軟性部 1 a との連結部分に応力が極端に集中しないようにするためには、この軟性部 1 a のアングル部 1 b との連結部近傍はより柔軟性を高める必要がある。

【 0 0 1 9 】

50

以上の要請等から、特に挿入部 1 の軟性部 1 a として構成される可撓管体 4 の曲げ特性としては、先端側が最も柔軟に曲がり、基端側に向けて少なくとも所定の位置までは連続的に硬くなるように変化させている。このために、金属帯片を螺旋状に巻回した内外の螺旋管 5 a , 5 b を図 4 に示したように構成する。

【 0 0 2 0 】

図 4 (a) に示したように、外側螺旋管 5 b は幅 B 1 , 厚み T 1 を有する金属帯片を螺旋状に巻回するが、その巻回部の自由状態での内径 D 1 は全長にわたって一定になっている。また、ピッチ間隔 P 1 も一定である。ここで、外側螺旋管 5 b の曲げ角度は幅 B 1 とピッチ間隔 P 1 とにより定まるものであり、これらの寸法は適宜設定される。

【 0 0 2 1 】

これに対して、図 4 (b) に示したように、内側螺旋管 5 a における、幅 B 2 , 厚み T 2 を有し、またピッチ間隔 P 2 となっている。ここで、幅 B 2 , 厚み T 2 , ピッチ間隔 P 2 は、外側螺旋管 5 b のそれらと同じとする。ただし、これらの寸法を変えても良く、例えば厚み寸法 T 2 を外側螺旋管 5 b の方を厚くすることができる。また、後述するように、内側螺旋管 5 a は縮径させた状態で外側螺旋管 5 b 内に挿入されることから、内側螺旋管 5 a における自由状態でのピッチ間隔 P 2 は、外側螺旋管 5 b のピッチ間隔 P 1 より大きくすることもできる。

【 0 0 2 2 】

内側螺旋管 5 a の外径寸法は、軸線方向に向けて連続的または段階的に変化させる。即ち、内側螺旋管 5 a の一端側の自由状態での外径 D 2 は、外側螺旋管 5 b の内径 D 1 と同じか、またはそれより小さくする。そして、この一端側から、若しくは途中位置から内側螺旋管 5 a の外径を外側螺旋管 5 b の内径 D 1 より大きくし、他端側における内側螺旋管 5 a の自由状態での外径 D 3 は外側螺旋管 5 b の内径 D 1 より十分大きくする。そして、可撓管体 4 を構成するために、外側螺旋管 5 b 内に内側螺旋管 5 a が挿入されるが、このときには内側螺旋管 5 a を巻き込むことによって、縮径させた状態で挿入する。

【 0 0 2 3 】

これによって、内側螺旋管 5 a の外径が大きい部位は外側螺旋管 5 b の内面に圧接されることから、その間の摺動性が低下する。従って、内側螺旋管 5 a の外径と外側螺旋管 5 b の内径との径差が大きくなればなるほど、その間の圧接力が増大して、可撓管体 4 における硬さが増大することになる。そこで、以上の可撓管体 4 により挿入部 1 の軟性部 1 a を構成するに当たって、内側螺旋管 5 a の外径の大きい側を本体操作部 2 に連結される接続リング 9 に連結することによって、軟性部 1 a における曲げ方向の可撓性の度合いとしては、基端側が硬く、先端側が軟らかくなる。

【 0 0 2 4 】

そこで、例えば大腸鏡の挿入部 1 における軟性部 1 a として構成した場合に、挿入部 1 を体腔内に挿入操作において、この挿入部 1 の体内への挿入深さが深くなるに応じて押し込みに対する抵抗が増大する。しかしながら、軟性部 1 a の基端側が高い硬度を有する可撓部となるので、押し込み推力を確実に先端にまで及ぼすことができる。その結果、挿入部 1 の体内への挿入が困難になったり、不可能になったりすることがなく、円滑かつ迅速に先端硬質部 1 c を目的とする位置にまで進行させることができる。挿入部 1 を体腔内に挿入する際に、この挿入部 1 が捻られ、特に内側螺旋管 5 a が縮径する方向に捻られると、内外の螺旋管 5 a , 5 b 間の圧接力が弱まるが、前述した内側螺旋管 5 a の自由状態での外径 D 3 を外側螺旋管 5 b の内径 D 1 より十分大きくして、この方向に捻られても、なお内外の螺旋管 5 a , 5 b 間に強い圧接力が得られるようにしておけば、剛性がさほど変化することはない。

【 0 0 2 5 】

挿入部 1 の挿入経路には曲がった部分や分岐部等がある。このために、挿入操作時には、アングル部 1 b を適宜の方向に湾曲させることにより、挿入部 1 の先端部分を経路の曲がりに合わせたり、また分岐部のうち、いずれの経路を採るかを選択したりする。アングル部 1 b は遠隔操作により強制的に湾曲させるが、この時に軟性部 1 a の先端部分の硬度は

10

20

30

40

50

低くなっているから、この部分がこれに追従してなだらかに曲がることになる。その結果、挿入部 1 の挿入経路に対する追従性が良好になり、被検者への苦痛軽減が図られる。しかも、湾曲時に、軟性部 1 a のアングル部 1 b への連設部近傍に応力が集中することがないので、軟性部 1 a の耐久性が向上すると共に、内部に挿通させた部材に無理な力が加わる等といった不都合を解消できることになる。

【 0 0 2 6 】

なお、内側螺旋管 5 b の外径を大きくすると、外側螺旋管 5 a が押し広げられる力が作用することになる。ただし、大腸鏡の基端側のように、体腔内に挿入されない部位であれば、挿入部 1 の基端側が多少太くなくても差し支えない。また、可撓管体 4 には筒状網体 6 が被装されるので、この筒状網体 6 に締め付け力を作用させることによって、外径が膨出

10

【 0 0 2 7 】

ここで、軸線方向において、曲げ方向の可撓性を变化させた可撓管体 4 は、またライトガイド軟性部 3 として用いることもできる。ここで、ライトガイド軟性部 3 は曲げ方向には軟性となっており、一端が本体操作部 2 に連設され、他端は光源装置等に着脱可能に接続するためのコネクタが設けられている。従って、ライトガイド軟性部 3 の両端が硬質構造となっている。このために、硬質構造への連結部分を構成する両端近傍部を内側螺旋管 5 a の外径を大きくして、高い硬度を持たせるようになり、中間部は内側螺旋管 5 a の外径を外側螺旋管 5 b の内径とほぼ同じとして軟らかくすることができる。そして、硬い部分から軟らかい部分への移行部は内側螺旋管 5 a の外径を変化させて、中間の硬さとするこ

20

【 0 0 2 8 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明は、可撓管を構成する内外の螺旋管に径差を持たせることによって、可撓管の曲げ方向における可撓性を軸線方向に変化させることができ、かつこの可撓管を捻っても、硬さが大きくは変化しない等の効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の一形態を示す内視鏡の一般的な構成を示す外観図である。

【 図 2 】 図 1 の軟性部の構成説明図である。

30

【 図 3 】 本発明の実施の一形態を示す可撓管の断面図である。

【 図 4 】 内側螺旋管と外側螺旋管とを分離した状態での構成説明図である。

【 符号の説明 】

1 挿入部

1 a 軟性部

1 b アングル部

1 c 先端硬質部

2 本体操作部

3 ライトガイド軟性部

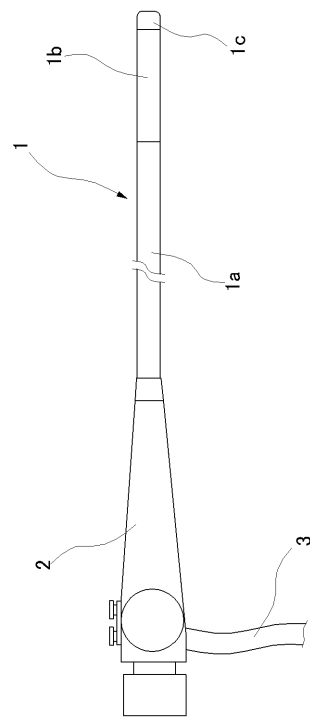
4 可撓管体

40

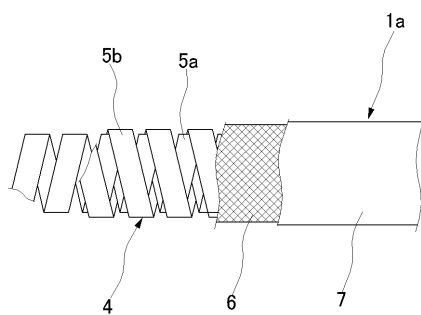
5 a 内側螺旋管

5 b 外側螺旋管

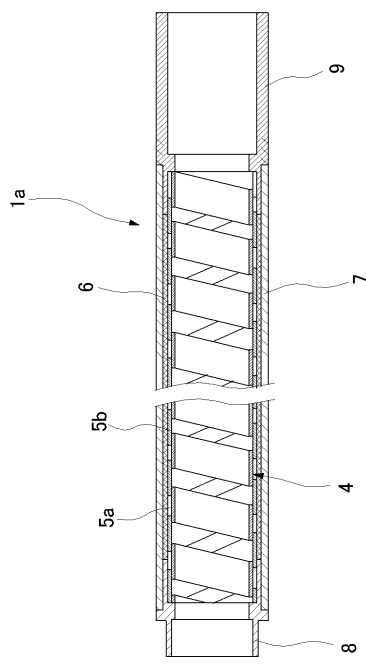
【図 1】



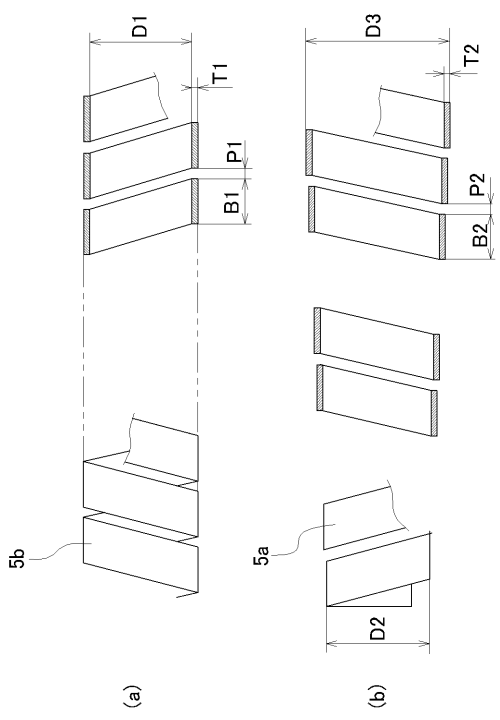
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	内窥镜软管		
公开(公告)号	JP2004290322A	公开(公告)日	2004-10-21
申请号	JP2003084843	申请日	2003-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
[标]发明人	安藤直		
发明人	安藤 直		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00078		
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/BA21 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA56 2H040/DA57 4C061/FF28 4C061/FF29 4C061/JJ06 4C161/FF28 4C161/FF29 4C161/JJ06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种由具有部分硬度差异的双螺旋管组成的挠性管，并且还防止硬度差异根据扭曲方向而变大。 解决方案：在螺旋状缠绕有金属带的内，外螺旋管5a，5b中，外螺旋管5b在其缠绕部分处于自由状态时具有恒定的内径D1，而内螺旋管5b具有恒定的内径D1。 5a的外径尺寸在轴向上连续地或阶梯地变化，并且内螺旋管5a的一端侧的自由状态下的外径D2与外螺旋管5b的内径D1相同，或者使内侧螺旋管5a的内径比其小，或者使内侧螺旋管5a的外径从中间位置开始大于外侧螺旋管5b的内径D1，并且内侧螺旋管5a的另一端侧的自由状态下的外径D3为内径。 内螺旋管5a的直径被减小，以便充分大于外螺旋管5b的内径D1，并且插入到外螺旋管5b中。 [选择图]图4

