

(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2009-207558

(P2009-207558A)

(43) 公開日 平成21年9月17日(2009.9.17)

(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)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 C	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号	特願2008-51137 (P2008-51137)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成20年2月29日 (2008.2.29)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(72) 発明者	矢後 淳
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
			フジノン株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA21 DA03 DA16
			4C061 FF27 FF29 JJ03 JJ06

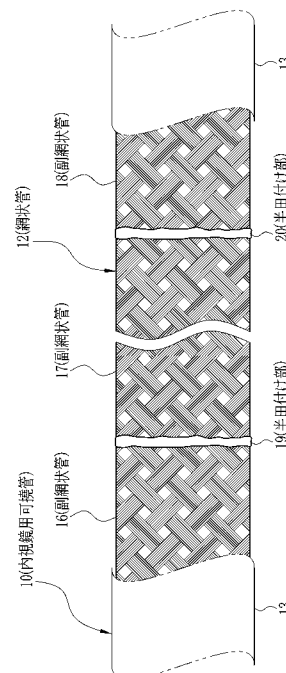
(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管

(57) 【要約】

【課題】内視鏡用可撓管の長手方向に安定して硬さの変化をつける。

【解決手段】網状管12は、それぞれ合成繊維と金属繊維との混紡比率が異なる副網状管16～18を、内視鏡用可撓管10の先端側から順に、半田付けにて連結してなる。合成繊維21の混紡比率が大きくなるほど、外皮13との密着力が高い部分が多くなるので、その部分は硬くなる。逆に、合成繊維21の混紡比率が小さくなるほど、外皮13との密着力が高い部分が少なくなるので、その部分は軟らかくなる。副網状管16～18の持ち数が9の場合、副網状管16～18の合成繊維と金属繊維との各混紡比率を、3：6，5：4，7：2としたから、内視鏡用可撓管10の副網状管16に当たる部分が最も軟らかく、副網状管17に当たる部分が中間の軟らかさになり、副網状管18に当たる部分が最も硬くなる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

条帯を螺旋状に巻いて形成される螺旋管と、この外周を覆う網状管と、この外周面に被覆される樹脂製の外皮とから構成される内視鏡用可撓管において、

前記網状管を合成繊維と金属繊維との混紡編みで構成するとともに、前記螺旋管の長手方向の先端側と後端側とで、前記合成繊維と金属繊維との混紡比率を変更することを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記網状管は、先端側から後端側にかけて、前記合成繊維の混紡比率が徐々に大きくなっていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用可撓管。

10

【請求項 3】

前記網状管は、前記合成繊維と金属繊維との混紡比率が異なる複数個の副網状管を連結してなることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記合成繊維は、アラミド樹脂から形成された繊維であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項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、網状管を用いた内視鏡用可撓管に関するものである。

20

【背景技術】**【0002】**

内視鏡の挿入部等に使用される内視鏡用可撓管は、金属製条帯を螺旋状に巻いて形成され、可撓管の潰れを防止する螺旋管と、この螺旋管の外周を覆って、可撓管の捩れを防止する網状管と、この網状管の外周に溶着される熱可塑性樹脂製の外皮とからなる。網状管は、合成繊維と金属繊維との混紡編みで構成されている（特許文献 1）。

【0003】

内視鏡用可撓管は、体腔内への挿入性（操作性も含む）を向上するために、体腔内に挿入される先端側は軟らかく、術者が操作する後端側は硬く作るのがよいとされている。このため、外皮を硬軟二層（軟性体層とこれよりも硬い硬性体層）で形成し、硬性体層の厚みが可撓管の先端側にいくにしたがって薄くなるようにしたものが知られている（特許文献 2）。

30

【0004】

また、外皮を、軟性エラストマと硬性エラストマとを混合して形成し、この混合比を変化させることにより、可撓管の可撓性を先端側と後端側とで異なるようにしたものが知られている（特許文献 3）。また、可撓管の先端側の外皮を軟質エラストマで形成し、後端側の外皮を硬質エラストマで形成するとともに、先端側と後端側との境界付近を徐々に軟性エラストマから硬質エラストマに変化するように形成したものが知られている（特許文献 4）。

【特許文献 1】特開昭 59 - 36 号公報

40

【特許文献 2】実開昭 55 - 112505 号公報**【特許文献 3】特開平 2 - 131738 号公報****【特許文献 4】特開平 3 - 141920 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

上記特許文献 2 ~ 4 記載の内視鏡用可撓管は、いずれも硬軟二種類の熱可塑性樹脂を用いて、可撓管の先端側と後端側とで硬さが異なるように外皮を成形している。しかしながら、特許文献 2 のように熱可塑性樹脂の厚み比率を変化させたり、特許文献 3、4 のように軟性エラストマと硬性エラストマとの混合比率を変化させるなどの制御は容易で

50

はなく、安定した品質の外皮が得られにくいという問題がある。この結果、内視鏡用可撓管の長手方向に、硬さの変化を安定してつけるのが困難になっている。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記のような問題点を解決するためになされたもので、内視鏡用可撓管の長手方向に安定して硬さの変化をつけることができるようにした内視鏡用可撓管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 7 】

本発明の内視鏡用可撓管は、条帯を螺旋状に巻いて形成される螺旋管と、この外周を覆う網状管と、この外周面に被覆される樹脂製の外皮とから構成される内視鏡用可撓管において、前記網状管を合成繊維と金属繊維との混紡編みで構成するとともに、前記螺旋管の長手方向の先端側と後端側とで、前記合成繊維と金属繊維との混紡比率を変更することを特徴とする。

10

【 0 0 0 8 】

前記網状管は、先端側から後端側にかけて、前記合成繊維の混紡比率が徐々に大きくなっていることが好ましい。

【 0 0 0 9 】

前記網状管は、前記合成繊維と金属繊維との混紡比率が異なる複数個の副網状管を連結してなることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

20

前記合成繊維は、アラミド樹脂から形成された繊維であることが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡用可撓管によれば、螺旋管の外周を覆う網状管を、耐熱性、耐薬品性を有する合成繊維と金属繊維との混紡編みで構成するとともに、螺旋管の長手方向の先端側と後端側とで、合成繊維と金属繊維との混紡比率を変更するので、合成繊維の混紡比率が高いほど、網状管と外皮との密着力が高くなって、その部分の内視鏡用可撓管が硬くなるのを利用して、内視鏡用可撓管の長手方向に硬さの変化をつけることができる。網状管の編み方を変えることは、従来のように軟性エラストマと硬性エラストマとの混合比率を変化させながら外皮を成形するような方法と比べて、はるかに簡単かつ製造バラツキなくできるので、内視鏡用可撓管の長手方向に安定して硬さの変化をつけることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡用可撓管 1 0 は、図 1 に示すように、可撓管の潰れを防止する螺旋管 1 1 と、螺旋管 1 1 の外周面を覆って、可撓管の擦れを防止する網状管 1 2 と、網状管 1 2 の外周面に溶着される熱可塑性樹脂製の外皮 1 3 とからなる。

【 0 0 1 3 】

螺旋管 1 1 は、ステンレス鋼などの弾性のある薄い条帯を螺旋状に隙間をあけて巻いて形成した第 1 螺旋管 1 4 と、この螺旋管 1 1 の外表面に接し、螺旋の向きが反対な第 2 螺旋管 1 5 とからなる二重巻き構造をしている。

40

【 0 0 1 4 】

網状管 1 2 は、図 2 に示すように、異なる 3 つの副網状管 1 6 ~ 1 8 を、内視鏡用可撓管 1 0 の先端側から順に、半田付けにて連結したものである。なお、符号 1 9 は、副網状管 1 6 , 1 7 を半田付けした半田付け部、符号 2 0 は、副網状管 1 7 , 1 8 を半田付けした半田付け部をそれぞれ示す。

【 0 0 1 5 】

副網状管 1 6 ~ 1 8 は、図 3 に示すように、合成繊維 2 1 (ハッチング有)と金属繊維 2 2 (ハッチング無)との混紡編みでいずれも構成されている。合成繊維 2 1 としては、ポリアミド繊維が用いられ、金属繊維 2 2 としては、ステンレス繊維が用いられる。

【 0 0 1 6 】

50

ポリアミド繊維は、例えばケブラー（登録商標）等のアラミド樹脂から形成された繊維であり、外皮１３との親和性に優れている。したがって、合成繊維２１は、金属繊維２２よりも外皮１３との密着力が高い。さらに、この材料は、耐熱性、耐薬品性等の性能も有しており、内視鏡の可撓管に適した材料である。なお、副網状管１６～１８は、いずれも例えば持ち数９，打ち数３２で編組されている。

【００１７】

副網状管１６～１８は、合成繊維２１と金属繊維２２との混紡比率がそれぞれ異なる。合成繊維２１の混紡比率が大きくなるほど、外皮１３との密着力が高い部分が多くなるので、その部分は硬くなる。逆に、合成繊維２１の混紡比率が小さくなるほど、外皮１３との密着力が高い部分が少なくなるので、その部分は軟らかくなる。

10

【００１８】

副網状管１６は、同図（Ａ）に示すように、持ち数９のうち、合成繊維２１を３，金属繊維２２を６とし、副網状管１６～１８のうち、そこに当たる内視鏡用可撓管１０の部分が最も軟らかくなるように編まれている。

【００１９】

副網状管１７は、同図（Ｂ）に示すように、持ち数９のうち、合成繊維２１を５，金属繊維２２を４とし、副網状管１６～１８のうち、そこに当たる内視鏡用可撓管１０の部分が中間の軟らかさとなるように編まれている。

【００２０】

副網状管１８は、同図（Ｃ）に示すように、持ち数９のうち、合成繊維２１を７，金属繊維２２を２とし、副網状管１６～１８のうち、そこに当たる内視鏡用可撓管１０の部分が最も硬くなるように編まれている。

20

【００２１】

副網状管１６～１８を半田付け部１９，２０を介して連結した網状管１２の外周面に、全長にわたって硬さが均一な外皮１３を溶着等によって被覆することにより、内視鏡用可撓管１０が完成される。

【００２２】

この内視鏡用可撓管１０は、図４に示すように、副網状管１６，１７で構成される先端部では、先端側から後端側にいくに従って徐々に硬くなり（実際には境界付近で階段状に変化する）、副網状管１８で構成される後端部では、一定した硬さとなる。なお、副網状管１６～１８の各長さの比を例えば１：１：３とする。

30

【００２３】

このように合成繊維の混紡比率が異なる複数の副網状管を作り、これらを連結して網状管となし、外皮との密着力の違いを利用して内視鏡用可撓管の硬さを変えたから、熱可塑性樹脂の押し出し成形により、外皮を網状管の外周面に直に形成する場合、単層の均一成形でよいから、複雑な制御が不要となり、製造安定性が向上する。

【００２４】

また、予めチューブ状に形成した外皮を網状管の外周面に被せて溶着する場合、全長にわたって均一な硬さの１本の外皮でよいから、例えば硬さの異なる複数の外皮を繋ぎ合わせたり、繋ぎ部を再加熱するような面倒な工程を省略することができ、製造安定性が向上する。なお、上記のように網状管に手を加えることは、従来のように外皮に手を加える方法と比べて、はるかに簡単かつ製造バラツキなくできるので、上の効果が言える。

40

【００２５】

以上説明した実施形態は、合成繊維と金属繊維との混紡比率が異なる複数の副網状管を連結することにより網状管を構成したが、本発明はこれに限定されることなく、例えば合成繊維と金属繊維との混紡比率を徐々に、あるいは複数の段階ごとに変えながら、１本の網状管を編むようにしてもよい。この場合、半田付け部分１９，２０といった繋ぎ部分がなくなるので、硬さの変化度合が急激でなくなり、より挿入性、操作性を向上させることができる。

【００２６】

50

上記実施形態では、合成繊維をポリアミド繊維、金属繊維をステンレス繊維としたが、本発明はこれに限定されることなく、耐熱性、耐薬品性等の特性を有するものであれば、どのような合成繊維，金属繊維を用いてもよい。

【 0 0 2 7 】

上記実施形態では、網状管の編組の持ち数，打ち数をそれぞれ 9，32 とし、また副網状管 16～18 の各混紡比率を 3：6，5：4，7：2 とし、また副網状管 16～18 の各長さの比を 1：1：3 としたが、本発明はこのような数値に限定されないのは勿論である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 8 】

10

【 図 1 】 本発明の内視鏡用可撓管の構成を概略的に示す説明図である。

【 図 2 】 網状管が 3 つの副網状管から構成されることを示す説明図である。

【 図 3 】 3 つの副網状管の各拡大部分図である。

【 図 4 】 3 つの副網状管により内視鏡用可撓管の長さ方向で内視鏡用可撓管の硬さが変化する様子を概略的に示すグラフである。

【 符号の説明 】

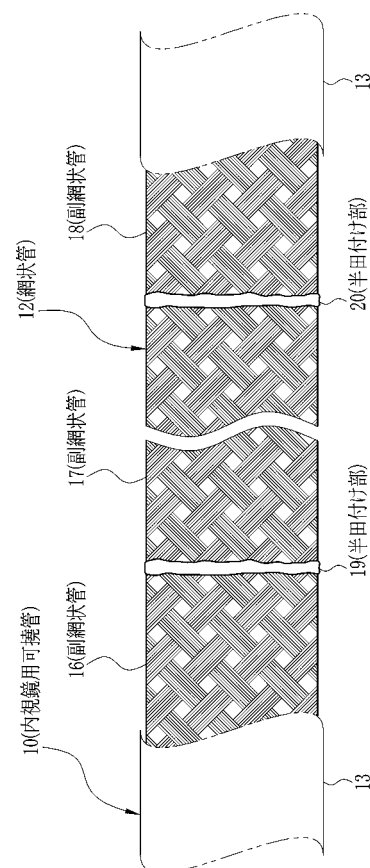
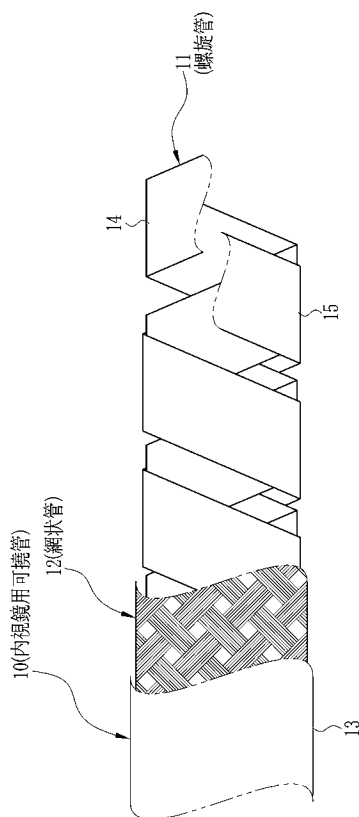
【 0 0 2 9 】

- 10 内視鏡用可撓管
- 11 螺旋管
- 12 網状管
- 13 外皮
- 16～18 副網状管
- 19，20 半田付け部
- 21 合成繊維
- 22 金属繊維

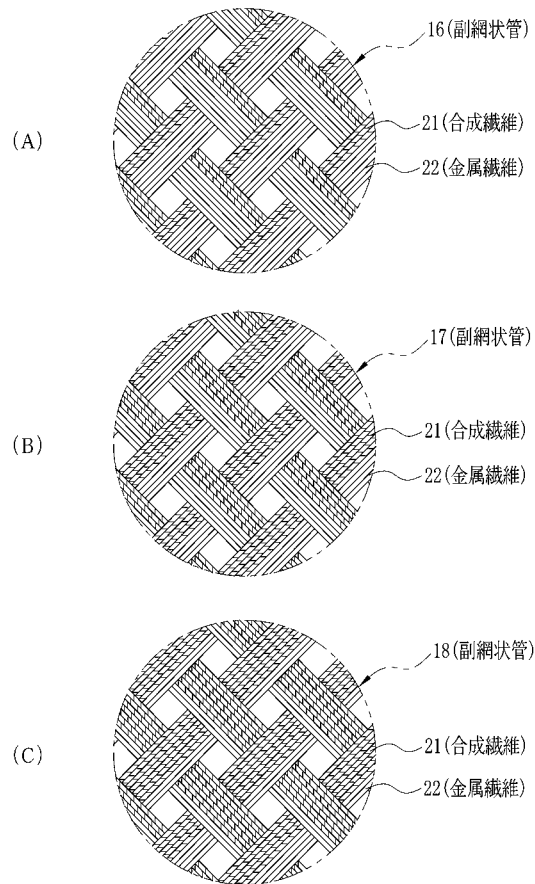
20

【 図 1 】

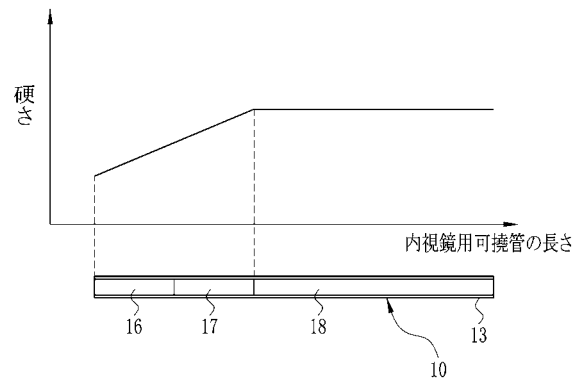
【 図 2 】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	内视镜用可挠管		
公开(公告)号	JP2009207558A	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2008051137	申请日	2008-02-29
[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)	富士公司		
[标]发明人	矢後 淳		
发明人	矢後 淳		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00078 A61B1/0011 A61B1/0055		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.310.C G02B23/24.A A61B1/005.512 A61B1/005.513 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA16 4C061/FF27 4C061/FF29 4C061/JJ03 4C061/JJ06 4C161/FF27 4C161/FF29 4C161/JJ03 4C161/JJ06		
代理人(译)	小林和典 饭岛 茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：稳定地改变内窥镜柔性管的纵向硬度。解决方案：网状管12通过焊接从内窥镜用柔性管10的远端侧依次连接具有不同合成纤维和金属纤维混合比的子网状管16-18而构成。由于合成纤维21的混合比增加，与壳体13的附着力高的部分增加，因此该部分变硬。相反，由于合成纤维21的混合比率降低，与壳体13的附着力高的部分减少，因此该部分变软。当子网状管16-18所拥有的数量是9时，由于合成纤维和子网状管16-18的金属纤维的各自混合比率变为3：6,5：4并且7：2，与内窥镜的柔性管10的子网状管16相关的部分是最软的，与子网状管17相关的部分具有中间柔软性，并且与部分相关的部分具有中间柔软性。子网状管18变得最硬。

