

(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2010-273803

(P2010-273803A)

(43) 公開日 平成22年12月9日(2010.12.9)

(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 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2009-128069 (P2009-128069)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年5月27日 (2009. 5. 27)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(74) 代理人	100156476
			弁理士 潮 太郎
		(72) 発明者	四條 由久
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA21 DA03 DA14 DA18
			4C061 DD03 FF28 JJ11

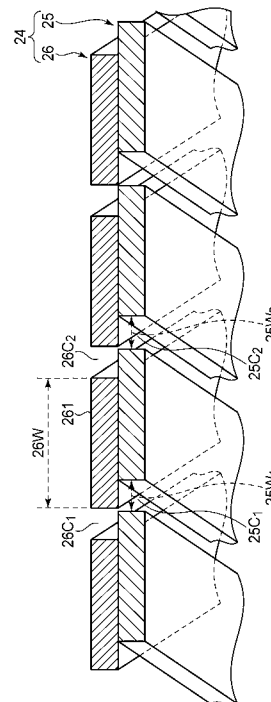
(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管

(57) 【要約】

【課題】湾曲による復元できない変形を確実に防止できるとともに、内部の部材を確実に保護する内視鏡用可撓管を実現する。

【解決手段】内視鏡用可撓管の芯材螺旋管24においては、内側にある第1の螺旋管25と、外側の第2の螺旋管26とが積層されている。内視鏡用可撓管が湾曲していないとき、芯材螺旋管24の長手方向における帯状領域261の幅26Wは、内側クリアランスのうちで帯状領域261に最も近い25C₁と25C₂の幅の和よりも十分に大きい。このため、内視鏡用可撓管の湾曲により内側クリアランス25C₁の幅が大きく拡張しても、帯状領域261が芯材螺旋管24の内側に移動することが確実に防止される。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

間隙を設けるように帯状部材を螺旋状に巻いた螺旋管を備える内視鏡用可撓管であって

、

前記螺旋管が、互いに積層された内側螺旋管と外側螺旋管とを備え、前記螺旋管の長手方向に沿った切断面において、前記外側螺旋管の前記間隙である外側間隙のうち互いに隣接する 2 つの前記外側間隙に挟まれた帯状領域の幅が、前記螺旋管の全域に渡って、前記内側螺旋管の前記間隙である内側間隙のうち前記帯状領域に最も近い 2 つの内側間隙の幅の和よりも大きいことを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記内側螺旋管と前記外側螺旋管とが、帯状部材を互いに異なる方向に沿って巻くことにより形成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。

【請求項 3】

前記帯状領域の幅と前記内側間隙の幅とが、前記螺旋管の全域に渡ってそれぞれ一定であり、前記帯状領域の幅が前記内側間隙の幅の 2 倍よりも大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記帯状領域の幅が、前記内側間隙の幅の和に 0.3 mm を加えた長さよりも大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 5】

前記内側間隙の幅が、前記外側間隙の幅よりも大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【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、例えば、撮像素子等が内蔵されたスコープを被写体である体腔内に送り込むために、可撓管が用いられる。このような内視鏡用可撓管として、帯状の部材を巻いて適度な隙間のある螺旋管を形成し、この螺旋管を芯材に用いたものが知られている（例えば特許文献 1 および 2）。一般に、このような芯材の内側には、光ファイバー等のケーブル類を配置されている。

【0003】

また、内視鏡用可撓管の弾性を調整すること等を目的として、螺旋管の隙間にバネを配置することが知られている（例えば特許文献 3 および 4）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】実開平 1 - 112801 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 198903 号公報

【特許文献 3】特開 2007 - 050118 号公報

【特許文献 4】特開 2007 - 050122 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡用の可撓管は、体腔内への挿入動作等において湾曲される。複数の螺旋管を重ねて芯材とした内視鏡用可撓管においては、湾曲時に内側の螺旋管と外側の螺旋管とが移動し、それぞれの螺旋管の隙間の幅が変化する。この結果、内側の螺旋管の隙間が大きく広がって外側の螺旋管が内側の隙間に落ち込むと、内視鏡用可撓管が折れ曲がったり、ケー

10

20

30

40

50

ブル類が破損する恐れがある。

【 0 0 0 6 】

また、螺旋管の隙間にバネを配置した場合においても、大きく広がった内側螺旋管の隙間に、外側の螺旋管の一部が入り込むことは防止できない。

【 0 0 0 7 】

本発明は、湾曲時の復元できない変形を確実に防止できるとともに、内部の部材を確実に保護する内視鏡用可撓管の実現を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡用可撓管は、間隙を設けるように帯状部材を螺旋状に巻いた螺旋管を備える内視鏡用可撓管である。螺旋管は、互いに積層された内側螺旋管と外側螺旋管とを備えている。そして内視鏡用可撓管は、螺旋管の長手方向に沿った切断面において、外側螺旋管の間隙である外側間隙のうち互いに隣接する２つの外側間隙に挟まれた帯状領域の幅が、螺旋管の全域に渡って、内側螺旋管の間隙である内側間隙のうち帯状領域に最も近い２つの内側間隙の幅の和よりも大きいことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

内側螺旋管と外側螺旋管とは、帯状部材を互いに異なる方向に沿って巻くことにより形成されていることが好ましい。帯状領域の幅と内側間隙の幅とは、例えば、螺旋管の全域に渡ってそれぞれ一定であり、この場合、帯状領域の幅は内側間隙の幅の２倍よりも大きい。

【 0 0 1 0 】

帯状領域の幅は、例えば、上述の内側間隙の幅の和に 0.3 mm を加えた長さよりも大きい。また、内側間隙の幅は、外側間隙の幅よりも大きいことが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、湾曲時の復元できない変形を確実に防止できるとともに、内部の部材を確実に保護する内視鏡用可撓管を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】内視鏡スコープを示す図である。

【図 2】本実施形態の挿入部可撓管に用いられる螺旋管を示す図である。

【図 3】本実施形態の挿入部可撓管を長手方向に沿った平面で切断した断面図である。

【図 4】挿入部可撓管が湾曲していない状態における本実施形態の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。

【図 5】第 1 の螺旋管のクリアランスが拡張した状態における本実施形態の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。

【図 6】挿入部可撓管が湾曲していない状態における比較例の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。

【図 7】第 1 の螺旋管のクリアランスが拡張した状態における比較例の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【 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、本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 10 は、電子内視鏡装置（図示せず）の一部であって、操作部 12 と、挿入部可撓管 20（内視鏡用可撓管）とを含む。操作部 12 には、吸引ボタン 14、送気・送水ボタン 16 などの操作ボタンが設けられている。挿入部可撓管 20 は、操作部 12 から延出しており、被写体である患者の体腔内に挿入される。

【 0 0 1 5 】

10

20

30

40

50

挿入部可撓管 20 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 22 の付近は大きい角度で曲げることができる。先端部 22 には、撮像素子、対物レンズ等（図示せず）が設けられている。この撮像素子により生成された画像信号が電子内視鏡装置のプロセッサ（図示せず）に送られ、被写体画像が形成される。

【0016】

図 2 は、本実施形態の挿入部可撓管 20 に用いられる螺旋管を示す図である。図 3 は、本実施形態の挿入部可撓管 20 を長手方向に沿った平面で切断した断面図である。

【0017】

挿入部可撓管 20 の芯材として、第 1 および第 2 の螺旋管 25、26 が用いられる。第 1、第 2 の螺旋管 25、26 は、いずれも、例えばステンレス鋼などの帯状部材を螺旋状に巻いて形成されている。これらの帯状部材の幅は、例えば 2 ~ 5 (mm) 程度であり、本実施形態ではいずれも約 3 (mm) であって全領域に渡り一定である。また、帯状部材の厚さは、例えば 0.1 ~ 0.5 (mm) 程度の範囲内にある。

【0018】

第 1 の螺旋管 25 の直径 25D は、第 2 の螺旋管 26 の直径 26D よりもわずかに小さい。このような第 1 の螺旋管 25（内側螺旋管）を内側に、第 2 の螺旋管 26（外側螺旋管）を外側にして互いに積層させることにより、芯材螺旋管 24（螺旋管）が形成される（図 3 参照）。ここで、第 1 の螺旋管 25 と第 2 の螺旋管 26 とは、図 2 および 3 に示されたように、帯状部材を互いに異なる方向に沿って巻くことにより形成されている。

【0019】

第 1 の螺旋管 25 においては内側クリアランス 25C（内側間隙）が、第 2 の螺旋管 26 においては外側クリアランス 26C（外側間隙）が、それぞれ設けられている。内側クリアランス 25C の幅 25W と、外側クリアランス 26C の幅 26W とは、それぞれ第 1、第 2 の螺旋管 25、26 の全域に渡って一定であり、幅 25W は幅 26W よりも大きい（図 2 参照）。

【0020】

挿入部可撓管 20 においては、芯材螺旋管 24 の外側にある第 2 の螺旋管 26 の表面を覆う網状部材 28 が配置されている（図 3 参照）。芯材螺旋管 24 の内側、すなわち第 1 の螺旋管 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。

【0021】

網状部材 28 は、例えば、直径 0.08 (mm) のステンレス鋼の細線を網組して形成されている。網状部材 28 の細線の材料としては、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。網状部材 28 の外側には、樹脂製の外皮層 30 が設けられている。

【0022】

図 4 は、挿入部可撓管 20 が湾曲していない状態における本実施形態の芯材螺旋管 24 を拡大して示す断面図である。図 5 は、挿入部可撓管 20 が湾曲して第 1 の螺旋管 25 のクリアランス 25C が拡張した状態における本実施形態の芯材螺旋管 24 を拡大して示す断面図である。

【0023】

本実施形態では、第 2 の螺旋管 26 の帯状領域の幅と、内側クリアランス 25C の幅とが、以下のように調整されている。すなわち、芯材螺旋管 24 の長手方向に沿った切断面を示す図 4 および図 5 (A) から明らかであるように、互いに隣接する 2 つの外側クリアランス 26C₁ と 26C₂ とに挟まれた帯状領域 261 の幅 26W は、内側クリアランス 25C のうちで帯状領域 261 に最も近い 25C₁ と 25C₂ の幅の和よりも大きい。

【0024】

従って、第 1 の内側クリアランス 25C₁ の幅を 25W₁、第 2 の内側クリアランス 2

10

20

30

40

50

5 C₂ の幅を 2 5 W₂ とすると、湾曲していない状態の芯材螺旋管 2 4 の長手方向における帯状領域 2 6 1 の幅 2 6 W について、 $2 6 W > (2 5 W_1 + 2 5 W_2)$ の関係式 (1) が成り立つ。具体的には、帯状領域 2 6 1 の幅 2 6 W は、上述の幅の和である (2 5 W₁ + 2 5 W₂) に 0 . 3 mm を加えた長さよりもさらに大きい。

【 0 0 2 5 】

従って、挿入部可撓管 2 0 (図 4 および図 5 (A) 参照) が大きく湾曲し、図 5 (B) に示されるように第 1 の内側クリアランス 2 5 C₁ の幅が大きく拡張した場合においても、帯状領域 2 6 1 が第 1 の螺旋管 2 5 側、すなわち内側に移動することが確実に防止される。なお図 5 では、説明の便宜上、第 1 および第 2 の螺旋管 2 5、2 6 については切断面のみを示している。

10

【 0 0 2 6 】

第 2 の螺旋管 2 6 の幅と内側クリアランス 2 5 C の幅とについての上述の関係式 (1) は、芯材螺旋管 2 4 の全域に渡って成立している。すなわち、帯状領域 2 6 1 のみならず、第 2 の螺旋管 2 6 の他の全ての帯状領域の幅も、その帯状領域に最も近い 2 つの内側クリアランス 2 5 C の幅の和よりも大きくなっている。

【 0 0 2 7 】

従って、挿入部可撓管 2 0 のいずれの領域が大きく曲がった場合においても、第 2 の螺旋管 2 6 が芯材螺旋管 2 4 の内側に落ち込むことが防止される。このため、挿入部可撓管 2 0 における復元できない変形や、ケーブル等の破損を確実に防止できる。

【 0 0 2 8 】

20

なお上述のように、第 2 の螺旋管 2 6 を形成する帯状部材の幅と、内側クリアランス 2 5 C の幅 2 5 W とが芯材螺旋管 2 4 の全域に渡って等しい (段落 [0 0 1 7]、[0 0 1 9] 参照)。このため、挿入部可撓管 2 0 が真っ直ぐ伸びた状態では、例示された第 1、第 2 の内側クリアランス 2 5 C₁、2 5 C₂ の幅 2 5 W₁、2 5 W₂ は、いずれも幅 2 5 W (図 2 参照) に等しく、第 2 の螺旋管 2 6 のいずれかの帯状領域の幅 2 6 W は、内側クリアランス 2 5 C の幅 2 5 W の 2 倍よりも大きい。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、挿入部可撓管が湾曲していない状態における比較例の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。図 7 は、挿入部可撓管が湾曲して第 1 の螺旋管のクリアランスが拡張した状態における比較例の芯材螺旋管を拡大して示す断面図である。なおこれらの図面では、上述の実施形態における各部材の符号に 1 0 を加えた符号が、対応する比較例の各部材に付されている。

30

【 0 0 3 0 】

比較例の芯材螺旋管 3 4 では、第 2 の螺旋管 3 6 の帯状領域 3 6 1 の幅 3 6 W は、帯状領域 3 6 1 に最も近い内側クリアランス 3 5 C₁ および 3 5 C₂ の幅 3 5 W₁、3 5 W₂ の和よりも小さい (図 6 および図 7 (A) 参照)。従って、比較例の挿入部可撓管の湾曲により内側クリアランス 3 5 C₁ が大きく拡張した場合、図 7 (B) の矢印 A に示されるように、帯状領域 3 6 1 が内側クリアランス 3 5 C₁ を塞ぐように第 1 の螺旋管 3 5 内に移動してしまう。

【 0 0 3 1 】

40

このように、帯状領域 3 6 1 が第 1 の螺旋管 3 5 の帯状領域 3 5 1、3 5 2 間に挟まれたり、あるいは第 1 の螺旋管 3 5 よりもさらに内側まで移動すると、比較例の挿入部可撓管における復元できない変形の原因となり得る。また、帯状領域 3 6 1 が、第 1 の螺旋管 3 5 より内側に配置されたケーブル等に接触し、これらを破損させる可能性もある。

【 0 0 3 2 】

以上のように本実施形態によれば、芯材螺旋管 2 4 の外側にある第 2 の螺旋管 2 6 の帯状領域 2 6 1 の幅 2 6 W を、内側クリアランス 2 5 C の幅よりも十分に大きくすることにより、挿入部可撓管 2 0 の湾曲による復元不可能な変形を防止するとともに、芯材螺旋管 2 4 の内側に配置された部材を確実に保護することができる。このため、特に大腸や小腸を観察対象とし、体腔内への挿入動作等において頻繁に、かつ大きく湾曲されることの多

50

い挿入部可撓管においては、本実施形態の適用により内部構造の変形を防止することが好ましい。

【0033】

なお上述のように、2つの帯状部材を互いに異なる方向に沿って巻きつけて第1、第2の螺旋管25、26を形成したため、内側クリアランス25Cと外側クリアランス26Cとが、広い範囲に渡って重なることが防止されている。このことも、芯材螺旋管24の内側への第2の螺旋管26の移動防止に寄与する。なお、芯材螺旋管24の外側への第2の螺旋管26の移動は、網状部材28（図3参照）によって防止される。

【0034】

芯材螺旋管24を含む挿入部可撓管20の各部材の材質、形状、サイズ等は、本実施形態に限定されない。例えば、芯材螺旋管24の長手方向における第1、第2の螺旋管25、26の幅や、内側クリアランス25Cの幅25Wを適宜、調整しても良い。

10

【0035】

具体的には、本実施形態では、各螺旋管の帯状領域の幅を一定とし、外側クリアランス26Cの幅26Wを内側クリアランス25Cの幅25Wよりも小さくして上述の関係式(1)を成立させている（段落[0024]参照）ものの、関係式(1)が成り立つ限り、第1および第2の螺旋管25、26の帯状領域の幅を互いに相違させ、両クリアランスの幅25W、26Wを等しくしても良い。さらに、第1、第2の螺旋管25、26の帯状領域の幅が互いに異なり、さらにクリアランスの幅25Wと26Wとが互いに異なっても良い。

20

【0036】

また、第2の螺旋管26の帯状領域の幅26Wを、少なくともクリアランスの幅の和($25W_1 + 25W_2$)よりもどれだけ大きくするか、すなわち帯状領域の幅26Wと、クリアランスの幅の和($25W_1 + 25W_2$)との差の下限値についても同様であり、例示された0.3mmには限定されない。

【0037】

第2の螺旋管26の外側にさらに螺旋管を積層させた3層構造の芯材螺旋管においては、帯状領域261の芯材螺旋管内への移動が生じにくいため、本実施形態を適用する必要性は低いものの、本実施形態を適用しても良い。また、医療用以外の分野、例えば工業用の内視鏡の挿入部可撓管において、本実施形態の二重螺旋構造を採用しても良い。

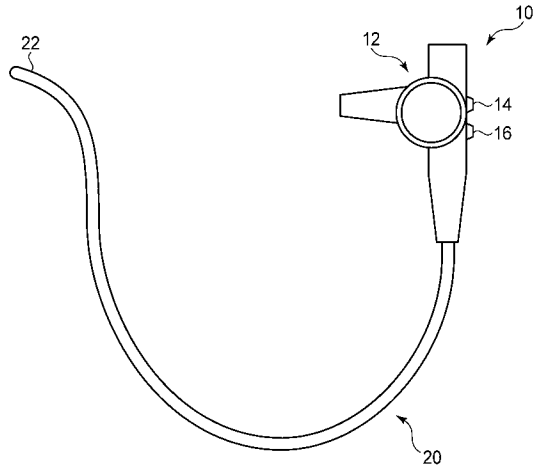
30

【符号の説明】

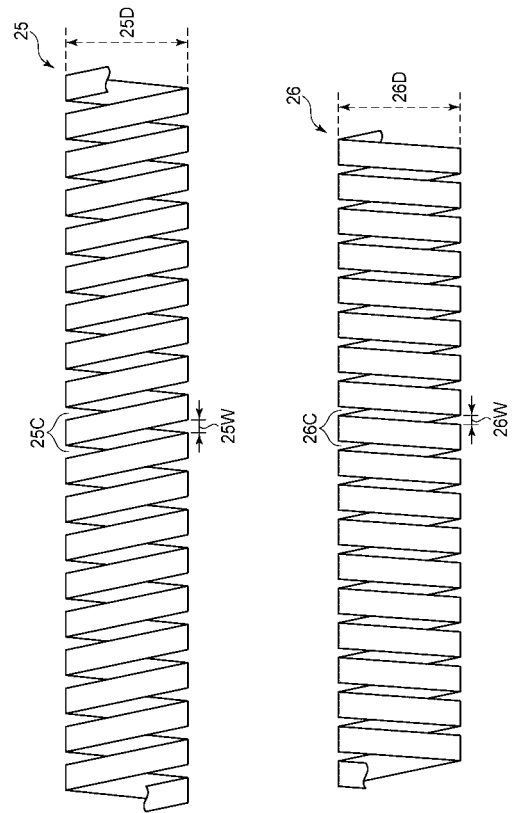
【0038】

- 20 挿入部可撓管（内視鏡用可撓管）
- 24 芯材螺旋管（螺旋管）
- 25 第1の螺旋管（内側螺旋管）
- 25C 内側クリアランス（内側間隙・間隙）
- 26 第2の螺旋管（外側螺旋管）
- 26C 外側クリアランス（外側間隙・間隙）

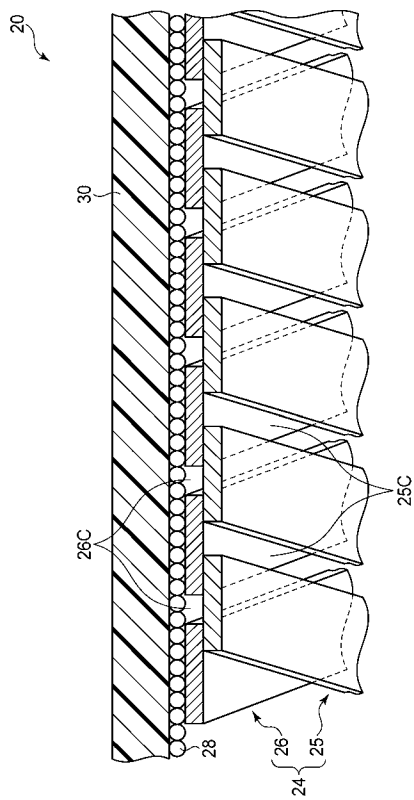
【図 1】



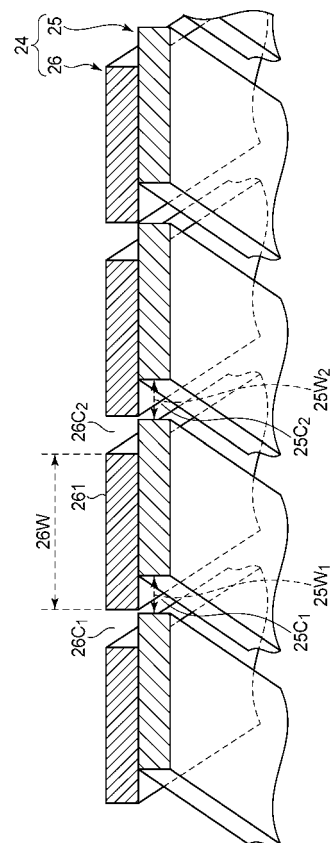
【図 2】



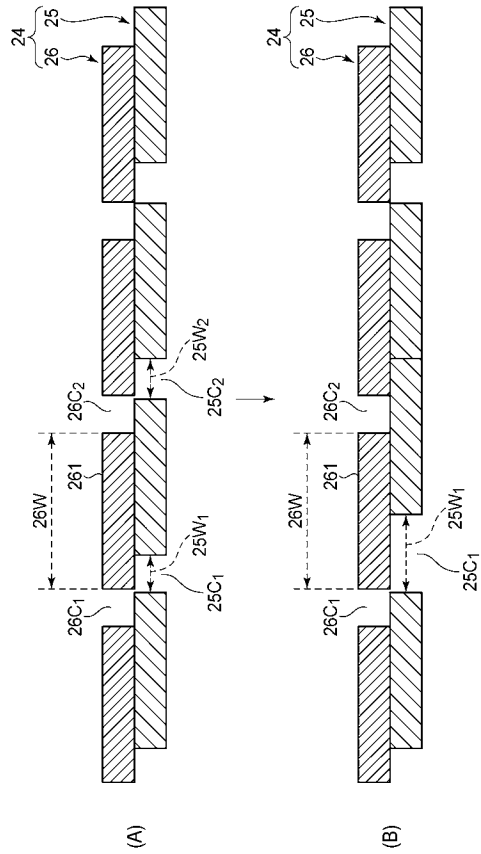
【図 3】



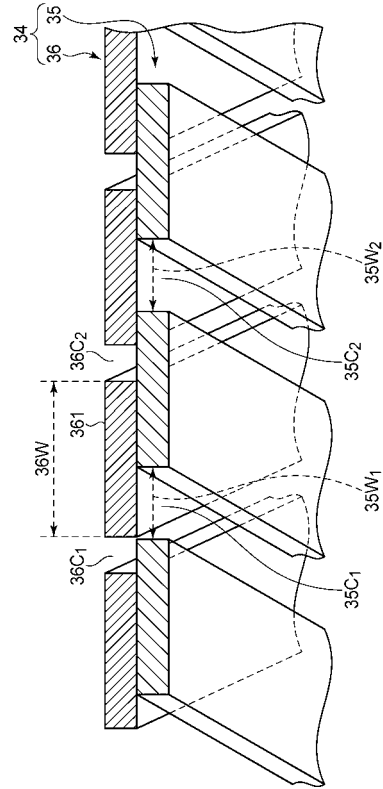
【図 4】



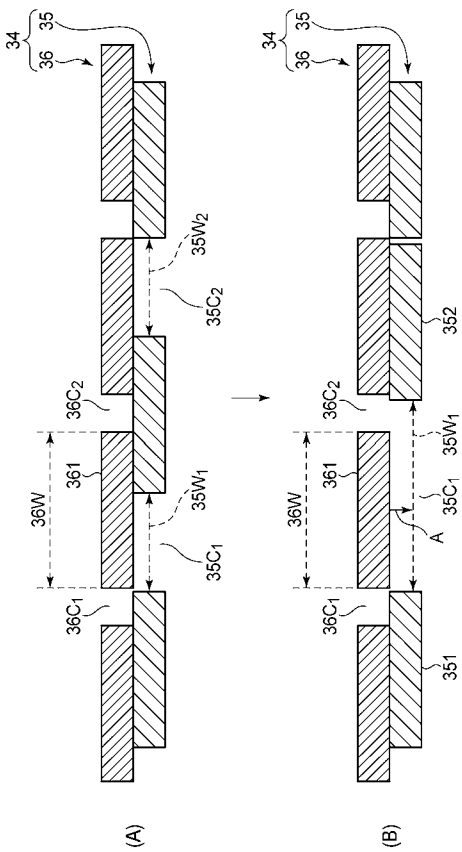
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	内视镜用可挠管		
公开(公告)号	JP2010273803A	公开(公告)日	2010-12-09
申请号	JP2009128069	申请日	2009-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	四條由久		
发明人	四條 由久		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A A61B1/005.511 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA18 4C061/DD03 4C061/FF28 4C061/JJ11 4C161/DD03 4C161/FF28 4C161/JJ11		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜实现柔性管，确保防止由于弯曲造成的不可恢复的变形，并可靠地保护内部构件。 解决方案：在内窥镜柔性管的芯材料螺旋管24中，在内侧上的第一螺旋管25和在外侧上的第二外螺旋管26被层压。当用于内窥镜的柔性管不弯曲时，带状区域261在芯螺旋管24的纵向方向上的宽度26W是最接近内部间隙中的带状区域261的25C 1 和 25C 2。因此，即使内部间隙25C 1 的宽度由于内窥镜用柔性管的弯曲而大大扩展，也能确保带状区域261移动到芯螺旋管24的内部。它防止英寸点域4

