

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6248116号
(P6248116)

(45) 発行日 平成29年12月13日 (2017.12.13)

(24) 登録日 平成29年11月24日 (2017.11.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/018 (2006.01) A 6 1 B 1/018 5 1 1

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-538613 (P2015-538613)	(73) 特許権者	511138168
(86) (22) 出願日	平成25年10月24日 (2013.10.24)		エラ エンドスコピー エス. アール. エル.
(65) 公表番号	特表2015-533577 (P2015-533577A)		イタリア国, アイ-56037 ペッチョリ (ピサ), ヴィア ボッチオーニ 1
(43) 公表日	平成27年11月26日 (2015.11.26)		
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/059613	(74) 代理人	100079108
(87) 国際公開番号	W02014/064638		弁理士 稲葉 良幸
(87) 国際公開日	平成26年5月1日 (2014.5.1)	(74) 代理人	100109346
審査請求日	平成28年8月24日 (2016.8.24)		弁理士 大貫 敏史
(31) 優先権主張番号	F12012A000226	(74) 代理人	100117189
(32) 優先日	平成24年10月25日 (2012.10.25)		弁理士 江口 昭彦
(33) 優先権主張国	イタリア (IT)	(74) 代理人	100134120
			弁理士 内藤 和彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドおよびその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管状部材 (1) を含む可撓性かつ伸縮可能な管状ガイド (G) であって、
前記管状部材 (1) が、前記ガイドが伸長し収縮するのを可能にするように均一に波形にされた中間部分 (2) と、前記管状部材 (1) の内部に軸方向に配置された弾性要素 (5) と、を有し、前記管状部材 (1) に、前記弾性要素 (5) に固定された 2 つの端部分 (3、4) がさらに設けられており、
前記管状部材 (1) の前記均一に波形にされた中間部分 (2) は、互いに相互接続された複数の折目 (6) を有し、前記複数の折り目 (6) は、軸方向の伸長に続いて、前記管状部材 (1) が静止状態にあるときは実質的に平坦化したダイヤモンド形状をとり、かつ
前記管状部材 (1) の牽引により実質的に六角形状をとる複数の凹部 (8) を有し、前記管状部材 (1) は、最大伸長の状態のとき、実質的に平滑な表面を有する、管状ガイド
 。

【請求項 2】

前記管状部材 (1) が、少なくとも 200 % の塑性域での変形によって特徴付けられた変形可能プラスチック材料から作製され、その端部分 (3、4) が、係留手段により前記弾性要素 (5) に固定されている、請求項 1 に記載の管状ガイド。

【請求項 3】

前記係留手段が、前記管状部材 (1) の周囲にその前記端部分 (3、4) において締め付けられた熱収縮プラスチック材料から作製された 2 つのスリーブを含む、請求項 2 に記

載の管状ガイド。

【請求項 4】

前記管状部材(1)が熱収縮材料から作製され、前記管状部材(1)の前記中間部分(2)が塑性変形の結果として均一に波形にされており、前記管状部材(1)の前記端部分(3、4)が、前記弾性要素(5)にそれら自体を固定するように熱収縮している、請求項2に記載の管状ガイド。

【請求項 5】

伸縮性管状中心本体を含むインチワーム型移動内視鏡器具において外科用器具が通過するための操作チャネルとして使用するのに好適であり、前記管状部材(1)の前記端部分(3、4)が前記中心本体の前端および後端に固定され、前記均一に波形が形成された中間部分(2)が、前記中心本体において軸方向に延在しかつ前記中心本体とともに伸縮可能である、請求項1～4のいずれか一項に記載の管状ガイド。

10

【請求項 6】

前記中心本体の前記前端に固定されるように意図された前記管状部材(1)の前記端部分(3、4)が、前記内視鏡器具の操縦部分において延在している可撓性かつ伸縮不可能な部分(4b)を有し、前記管状部材(1)のさらなる剛性かつ伸縮不可能な部分(4c)が、前記操縦部の前記前端に固定可能な前記可撓性かつ伸縮不可能な部分(4b)の自由端に設けられている、請求項5に記載の管状ガイド。

【請求項 7】

前記弾性要素が、円形ワイヤ断面を有するコイルばね(5)である、請求項1～6のいずれか一項に記載の管状ガイド。

20

【請求項 8】

前記弾性要素が、円形ワイヤ断面を備えたコイルばね(5)であり、その一端において、軸方向に平坦化した矩形断面または楕円形断面を有する1本のコイルばねが延在している、請求項1～7のいずれか一項に記載の管状ガイド。

【請求項 9】

請求項1～8のいずれか一項に記載の可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドの製造方法であって、

- 変形可能プラスチック材料から作製された管状部材(1)に密巻ばねを挿入するステップと、

30

- 前記管状部材(1)の2つの端部分(3、4)を前記下にあるばね(5)に、前記2つの端部分(3、4)が前記ばね(5)に完全に付着するように堅固に固定するステップと、

- 前記端部分(3、4)を堅固に係止し、前記端部分(3、4)の間に配置された前記中間部(2)を、前記中間部分(2)を前記材料の弾性変形閾値を越えるが最大塑性変形限界内で伸長させることにより、塑性変形させるステップと、

- 前記端部分(3、4)に係止解除して、前記中間部分(2)の収縮とその上の折目(6)の形態での均一な波形の形成とをもたらすステップと、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 10】

40

前記管状部材(1)の前記端部(3、4)が、熱処理によって前記端部分(3、4)の周囲で収縮する熱収縮材料から作製されたスリーブによって、前記ばね(5)に堅固に固定される、請求項9に記載の方法。

【請求項 11】

前記端部分(3、4)のうちの一方に、前記材料の前記塑性変形限界を超えないような伸び率での伸長に続いて塑性変形により可撓性かつ伸縮不可能な中間部分(4b)が形成される、請求項9又は10に記載の方法。

【請求項 12】

前記管状部材(1)が熱収縮材料から作製される、請求項9～11のいずれか一項に記載の方法。

50

【請求項 13】

前記熱収縮材料が、ポリオレフィン材料、またはポリフッ化ビニリデン系材料である、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記中間部分 (4b) の前記伸び率が 1 : 5 である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】

前記ばね (5) が、円形断面ワイヤによるコイルばねであり、その端部の一方が、軸方向に平坦化した矩形断面または楕円形断面を有する 1 本のコイルばね (13) から構成される、請求項 9 ~ 14 のいずれか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

発明の分野

本発明は、特に、ただし排他的にではなく内視鏡検査用の機器および器具で使用方法ができる、可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドに関する。本発明は、さらに、前記管状ガイドの製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来技術

外科医が作動させる、外科的処置または診断的処置用の内視鏡デバイスが既知であり、外科医は、患者の体内を通して器具の移動を直接制御する。一般に、マイクロアーム、マイクロカメラおよび/またはレーザ放射源のような、所定の処置に対して毎回必要である外科用器具および/または診断用器具が、それらのデバイスに関連する。

20

【0003】

管状体腔における、特に、ただし排他的にではなく消化管における移動に好適であり、かつ事前に固定された前進方向においていわゆるインチワーム型移動で移動することができる、内視鏡器具もまた既知である。

【0004】

患者の体腔内で自律的にまたは半自律的に移動する能力が提供されているこの種の内視鏡器具は、たとえば、米国特許第 5398670 号、同第 5906591 号および国際公開第 02/068035 号に記載されている。これらの文献に記載されている内視鏡器具は、可変長の管状中心本体と、前部および後部と呼ばれる 2 つの端部とによって実質的に形成され、器具が前進するのを可能にするように前端部および後端部を体腔の壁に一時的にかつ代りに取り付けるのを可能にする、固定手段を含む。ここでかつ本明細書の残りの部分で「前」および「後」等の用語は、検査対象の体内部位における内視鏡器具の前進方向を指すことに留意すべきである。

30

【0005】

特に、上述した文献に記載されている可変長の内視鏡器具の中心管状体は、ペローズ形管状体の形態をとり、したがってその内部における空気の導入およびそこからの空気の吸引にそれぞれ追従して伸長および収縮することができる。上述した特許出願、国際公開第 02/068035 号では、デバイスの体腔の壁への固定は、ペローズ形管状体の連続した伸長および収縮と同期する外部制御ユニットによって選択的に作動させることができる、器具の前端および後端に関連する締付手段を通して達成される。上述した締付手段は、好ましい実施形態では同様にペローズ形要素から構成される空気圧アクチュエータによって駆動される。

40

【0006】

伸長段階の間、ペローズは圧縮空気によって加圧され、導入される圧力に比例する伸長を達成し、ペローズの短縮を達成するために、ペローズ内の圧力が、一定の真空度に達するまで漸進的に低減される。

【0007】

50

欧州特許第1792561号は、国際公開第02/068035号による内視鏡器具の1つの改善版を記載している。この文献によれば、可変長の中心管状本体は、ペローズ構成を有していないが、平坦であって弾性材料から作製され、補強構造体を組み込み、補強部材は、中心管状本体に沿って配置され、その半径方向において実質的に剛性でありその軸方向において屈曲可能であり、特に、複数の剛性リングによりまたは少なくとも1つのコイルばねにより形成されている。

【0008】

インチワーム型移動を行うすべての内視鏡器具が、診断機能しか有しておらず、すなわち、それらが通過する体内部位の画像しか送信することができない。実際には、中心本体の連続した伸長移動および短縮移動を見越した、デバイスの特定の移動方法により、従来の生検操作チャンネルは伸縮不可能であるという事実のために、外科用器具の通過に使用することができない。従来の内視鏡では、生検チャンネルは、実際には、内視鏡の遠位部が折り重なった時に折目が形成されないように、可撓性端部が補強されるチューブである。したがって、内視鏡の中心本体が移動中に伸長し短縮することができるために、内視鏡の内部に部分において、生検チャンネルが中心本体とともに伸長し短縮する必要がある。

【0009】

伸縮可能な操作チャンネルの欠点を解決するために、らせん形状に巻き付けられたプラスチックチューブが内視鏡の最上部においてチャンネルに空気が入るのを可能にする、欧州特許第0838200号から、着想の元を得ることができた。らせん形状により、中心本体は自由に伸長し短縮することができる。

【0010】

上述した特許では、らせん状チューブを用いて、空気/水を腸の内部から吸引し/腸の内部に吹き込む。しかしながら、こうした解決法を生検操作チャンネルの実施形態に適用することはできず、それは、生検チャンネルとして機能的に使用されるのを可能にしない変更がある必要があるためである。第1に、3mmの操作チャンネルを収容するために、らせん状に巻き付けられたチューブは、3mmを超える(たとえば4mm)の直径を有する必要がある。内視鏡器具の中心本体の内径が短い(目下12mmである)ことを考慮すると、結果として、らせんは、中心本体の伸長の間にキンクが形成される過度な湾曲、すなわち折目を有する。第2に、外科用器具は、その著しい湾曲によってもたらされる摩擦のために、完全に引き延ばされるまでらせんを通して前進することができない。したがって、可能な唯一の動作形態は、中心本体が、らせんを「まっすぐにする」ように完全に伸長されるという形態である。この場合はまた、依然として、摩擦を許容できないように増大させるチューブの残留うねりがある。激しい湾曲は、らせんが著しく剛性が高い(ばねのようにみなされる)ことを意味し、こうした剛性は、中心本体の伸長を妨げて変形させるため、中心本体の移動と適合しない。

【0011】

米国特許第5662587号に例示されているような、内部にばねがある従来のペローズの使用は、伸縮可能な操作チャンネルを得るための優れた解決法であり得る。実際に、ばねの存在により「キンク」が防止され、直線構成により器具がその内部を容易に通ることができる。

【0012】

この解決法に対する難題は、製造タイプである。ペローズを、高いL/D比(直径に対する長さ)で、特に、中心本体が停止形態にある時は60、中心本体が伸長する時は120で製造することは、特に成形工程において困難である。さらに、ばねを挿入することが困難であり、ペローズが、曲げに対してかつ伸長方向において過剰に剛性が高くなってその正しい動作を危うくすることがないように、十分に薄い壁厚さを有する必要がある。

【0013】

最後に、上述したタイプの内視鏡器具に組み込まれるのに好適な外科用器具が通過する操作チャンネルは、以下の特性を有していなければならない。

1. 2. 8mmの生検鉗子、または同様の直径である他の外科用器具が通過するのを可能

10

20

30

40

50

にするのに十分な直径（したがって、少なくとも 3 mm のチャンネル）、

2 . 内視鏡の中心本体のストロークに完全に追従するように、その初期長さの少なくとも 2 倍伸長する能力、

3 . 可撓性。内視鏡は非常に可撓性があり、その内部に取り付けられる生検チャンネルは、同程度に可撓性がある必要がある、

4 . 低弾性係数。内視鏡が、その中心本体が伸長する時に変形しないために、生検チャンネルは伸長に対して強い抵抗を与えないことが必要である。実際には、操作チャンネルが伸長の方向において剛性が高過ぎる場合、曲げ不安定性があり、内視鏡は、まっすぐ伸長する代りに「S」を形成して伸長する。これにより、内視鏡の中心本体を、操作チャンネルに対してはるかに高い剛性としなければならないことになる、

10

5 . 強度。チャンネルは、損傷することなく器具の通過によって発生する応力に耐えることができなければならない、

6 . 摩擦の低減。チャンネルは、過度の摩擦を発生させることなく器具の通過を可能にしなければならない、

7 . キンクがない。チャンネルは、いかなる形態でも折目を形成してはならずかつつぶれてはならない、

8 . かさが小さい。内視鏡の中心本体内部の空間は小さく、したがって、その内部に収容することができる小さい寸法の操作チャンネルを作製する必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0014】

発明の概要

本発明の全体的な目的は、可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドであって、数ミリメートル程度の直径であり、過度の摩擦なしに、かつ周囲の構成要素、たとえば前記ガイドが挿入される構造体の動作を妨げることなく、外科用器具等の器具の通過および摺動を可能にする、管状ガイドを提供することである。

【0015】

本発明の特定の目的は、インチワーム型移動を行う内視鏡器具内での外科用器具の通過のための操作チャンネルとして使用され、かつこれらの移動を妨げることなくその伸長および収縮に追従することができる、上述したタイプの管状ガイドを提供することである。

30

【0016】

本発明のさらなる目的は、上述したタイプの可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドを製造する方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

これらの目的およびさらなる目的は、本発明による可撓性かつ伸縮可能なガイドとその製造方法とによって達成され、本発明の本質的な特徴は請求項 1 および請求項 8 において定義されているようなものである。さらなる重要な特徴は、従属請求項に含まれている。

【0018】

本発明による管状ガイドの重要な特徴は、管状ガイドを形成する管状部材が、ガイドが伸長し収縮するのを可能にするように均一に波形にされた中間部分を有するという事実からなる。管状部材の内部に、弾性要素が軸方向に配置され、管状部材は、その 2 つの端部を介して弾性要素に固定されている。

40

【0019】

本発明の好ましい実施形態では、管状部材は熱収縮材料から作製され、均一に波形にされた中間部分は、その塑性変形によって得られ、端部分は、熱収縮に続いて管状部材の中間弾性要素への固定手段として作用する。

【0020】

本発明の別の実施形態では、管状部材は、少なくとも 200 % の塑性域での変形によって、すなわち 200 % 以上の伸長に続いて塑性変形されるように適合されたプラスチック

50

材料であり、内部弾性要素に固定する手段として、熱処理に続いて管状部材の端部分を弾性要素に固定して取り付ける熱収縮材料の２つのスリーブがあることが想定される。

【 0 0 2 1 】

本発明による管状ガイドの重要な利点は、インチワーム型移動を行う内視鏡に適用される場合、医者に対して、たとえば生検鉗子のような従来の内視鏡器具を、従来技術による可撓性内視鏡を用いて行うものと完全に同様に操作するように使用することが与えられる、という事実からなる。

【 0 0 2 2 】

可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドおよび関連する製造方法の特徴および利点は、添付の図面を参照して、限定する目的ではなく例として与えられるその実施形態の以下の説明から明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明による管状ガイドの一部の斜視図を示す。

【図 2 a】静止状態にある図 1 の管状ガイドを示す。

【図 2 b】中間伸長状態にある図 1 の管状ガイドを示す。

【図 2 c】完全伸長状態にある図 1 の管状ガイドを示す。

【図 3】図 1 のガイドの大きく拡大した部分縦断面図である。

【図 4】内視鏡が操縦されるのを可能にするように可撓性端部を備えた本発明による管状ガイドの縦方向図である。

【図 5】製造工程のステップを概略的に示す。

【図 6】製造工程からもたらされる管状ガイドを概略的に示す。

【図 7】内視鏡の操縦部に対する 1 本の可撓性があるが伸縮不可能なガイドの形成を概略的に示す。

【図 8】中間伸長状態にある図 1 の管状ガイドの立体図である。

【図 9】本発明による管状ガイドの前部分の変形実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

発明の詳細な説明

図 1 ~ 図 3 を参照すると、参照数字 1 は、概して、全体として文字 G で示す本発明による管状ガイドの管状部材を示す。管状部材 1 の中間部分 2 は均一に波形になっており、2 つの端部分 3 および 4 は、平滑であり、管状部材 1 の内部に同軸状に配置されているコイルばね 5 に堅固に固定されている。管状部材 1 のその中間部分 2 における波形は、実質的に多角形の凹部 8 の長手方向バンドまたは列 7 をもたらすように互いに相互接続されている複数の折目 6 によって形成されている。管状部材 1 の中間部分 2 において長手方向に延在するバンド 7 の各々は、折目 6 によって境界が定められる前記凹部 8 の列によって形成されており、折目の各々は、それぞれの端部を通して隣接する折目に接続されて長手方向凹部 8 の隅に結び目 9 を形成している。

【 0 0 2 5 】

軸方向の牽引応力または圧縮応力がある時、管状部材 1 の中間部分 2 は変形し、特に、それに応じて伸長するかまたは縮む。図 2 は、牽引応力がある時に中間部分 2 がいかに変形するかを示す。特に、図 2 a は、折目 6 が互いに非常に近接している、静止状態にある管状部材 1 を示し、ばね 5 のピッチは非常に狭い。この状態では、凹部 8 は、略閉鎖されており、実質的に平坦化したダイヤモンド形状をとり、結び目 9 は実質的に点状の寸法を有している。図 2 b は、折目 6 が部分的に引き延ばされ、内部のばね 5 がその巻きの間のピッチが大きくなっている、中間伸長状態を示す。この状態では、牽引により、凹部 8 は広がり、結び目 9 の漸進的な拡大のために、実質的に六角形状をとっている。図 2 c は、最大伸長（少なくとも 2 倍）の状態を示し、折目 6 および結び目 9 は完全に引き延ばされ、表面は実質的に平滑であるように見える。ばねは、設計された最大ピッチに達している。さらなる伸長は可能でなく、それは、折目 6 がそれらの最大伸長に達しており、管状部

材 1 の中間部分 2 はそれ以上伸長することができないためである。

【 0 0 2 6 】

牽引応力が終了すると、ばね 5 は、管状部材 1 の中間部分 2 の収縮に向かって寄与し、表面波形を漸進的に回復する。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、中間伸長状態にある中間部分 2 の表面波形をより詳細に示す。ここでは、中間部分 2 がそれにかけられる軸方向牽引応力の影響によって伸長することによる、折目 6 の漸進的な伸張により、結び目 9 の伸長、および後続するそれらの伸張ももたらされることに留意することができる。

【 0 0 2 8 】

したがって、図 1 および図 8 を参照すると、管状ガイド G は、上に波形が存在することにより伸縮可能にされた、管状部材 1 の中間部分 2 に対応する、印加された軸方向応力に応じる伸縮可能な部分 G 1 と、管状部材 1 の端部分 3 および 4 に対応する、2 つの伸縮不可能な端部 G 2 および G 3 とを含む。管状部材 1 の端部分 3 および 4 は、ばね 5 の対応する部分に堅固に接続されて、本質的に伸縮不可能であるため、ばね 5 もまた前記部分において伸縮不可能である。

【 0 0 2 9 】

端部 G 2 および G 3 を通して、本発明による管状ガイド G は、内視鏡（図示せず）の中心本体の端部に接続されている。

【 0 0 3 0 】

管状ガイド G の 2 つの端部のうちの一方、すなわち前端（例では、端部 G 3 が示されている）は、内部に存在する画像センサをすべての方向に 180° 曲がることを可能にして方向付けるように意図された内視鏡器具の部分（操縦部）に収容されるように事前に配置されている。この理由で、前端は、非常に可撓性があるが、完全に伸縮不可能でなければならない。こうした目的で、図 4 に示すように、管状部材 1 の前端部分 4 は、2 つの剛性かつ伸縮不可能な部分 4 a および 4 c の間に配置された、伸縮不可能であるが可撓性の中間部分 4 b を有している。前端部分 4 の剛性かつ伸縮不可能な部分 4 a は、内視鏡の中心本体の端部に接続されており、同様に剛性かつ伸縮不可能な部分 4 c は、操縦部の前端に固定されている。管状部材 1 の可撓性かつ伸縮不可能な部分 4 b は、内視鏡の中心本体の前端から現れ、操縦部に収容されている。このように、管状ガイド G の端部 G 1 は、内視鏡の操縦部の移動を妨げることなく追従することができる。

【 0 0 3 1 】

本発明による管状ガイドの製造は、その好ましい実施形態では、成形システムの使用を想定せず、単に、内部にばねがある薄い壁を有するチューブの塑性変形を含む。チューブは、管状ガイドが意図される用途と適合性があり、少なくとも 200% の塑性域での変形で塑性的に変形するのに好適である、プラスチック材料である。本発明の好ましい実施形態では、初期チューブはプラスチック熱収縮材料である。製造工程は、以下のステップに従って展開する。

【 0 0 3 2 】

最初に、プラスチック熱収縮材料から作製されたチューブの内部に、密巻ばねが挿入される。本実施形態では、密巻ばねは、外径が 3 . 6 mm（内径 3 mm）であり、内径が 3 . 9 mm であるプラスチック熱収縮チューブ内に問題なく入る。図 5 も参照すると、管状ガイドの作動部分、すなわち、可変長の内視鏡器具の中心本体の内部に収容されるように意図された部分の長さを X と呼び、部分 3 および 4 は、下にあるばねに完全に付着するように熱収縮する。このように、チューブは、ばねの近位端部分および遠位端部分に堅固に固定される。加熱に続いて、プラスチック製のチューブは、直径がはるかに小さくなり、ばねが、チューブが自由に収縮しないようにするため、残留張力によって、チューブがばねに固着された状態が強く維持される。これにより、チューブをばねの端部に堅固に固定することが可能になる。

【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

したがって、端部分 3 および 4 (図 5 b) は、参照数字 1 2 で概略的に図示し示す好適な拘束具 (constraint) を用いて堅固に閉鎖され、初期長さが X に等しい作動部分に対して、それをその長さの最大 5 倍伸長させるように塑性変形が与えられる。実際には、伸長は、管状部材の材料をその最大塑性変形内の塑性域で変形させるように、弾性変形閾値を超えて与えられる。一実施形態では、材料の破断ひずみ (δ) は 400% よりわずかに大きく、実際には、400% の変形に対応する 5 X に等しい長さに変形する (図 5 c)。拘束具 1 2 を解除することにより、ばねの弾性戻りにより、管状ガイドの作動部分の長さが 1.8 X になり (図 6)、同時に、所望の性能に達するのを可能にする上述した折目 6 が得られる。折目の形成により、折目自体の厚さのためにばねがその初期長さに完全に返ることが防止される。

10

【0034】

熱収縮手続きは、従来の方からに従って、すなわち、熱収縮すべき部分を熱風に曝露することによって加熱することによって行われる。こうした曝露を、典型的な空気銃を用いて、または熱収縮すべき部品を炉内に置くことにより、行うことができる。

【0035】

内視鏡器具の操縦部に対して意図された管状部材 1 の可撓性があるが伸縮不可能な部分 4 b を得るために、上述したものと同一塑性変形方法が用いられるが、変形係数を、1.5 (図 7 a、図 7 b、図 7 c)、すなわち用いられる材料の塑性変形閾値よりはるかに低く低減する。そして、端部分 4 a および 4 c は係止され (図 7 a)、それらの間の部分に塑性変形があり (図 7 b)、端部分は解放される (図 7 c)。このように、折目を形成することなくチューブのばねへの完全な付着を達成することができる。

20

【0036】

チューブが、適度な伸長が設定されることなく単に熱収縮した場合、部分 4 b は剛性が高過ぎ、ばねの間の自由空間 (外径 3.6 mm) およびプラスチックチューブ (内径 3.9 mm) が変更されないままであった場合、巻きは互いに重なり外科用器具の通過を危うくする可能性がある。

【0037】

1 つの実施形態例では、以下の仕様を使用した。

・ばね

- ・ワイヤ径 0.3 mm
- ・平均径 3.3 mm
- ・静止時のばね作動チャンネルピッチ 0.5 mm
- ・最大変形時のばねピッチ 1 mm

30

・熱収縮プラスチックチューブ

- ・内径チューブ 3.9 mm
- ・厚さ 0.13 mm

【0038】

破断ひずみが > 400% であり、引張強度が 10 MPa ~ 20 MPa であることを特徴とする熱収縮ポリオレフィンチューブが使用された。当然ながら、たとえば P V D F (ポリフッ化ビニリデン) 等の等価な熱収縮材料を代替的に使用することができる。

40

【0039】

インチワーム型移動を行う内視鏡と組み合わせて操作チャンネルとして使用されるのに好適な本発明による管状ガイド G を、図 8 において立体図で示す。ここでは、管状ガイド G は、その伸長状態で示され、内視鏡の操縦部と係合するように意図された前端部分 4 が、ガイドの部分 4 b の高可撓性を強調表示するように、ガイドの長手方向軸に対して著しく折り曲げられている。

【0040】

本発明による管状ガイド G の変形実施形態は、図 9 に示すように、ガイドの端部 G 3 を得るために、参照数字 1 3 によって示す、矩形断面があるワイヤを有するばねの使用を想定する。より厳密には、この場合、矩形断面を有するばねは、管状部材 1 の前端部分 4 の

50

部分 4 b および 4 c に係合する。実際の実施形態では、円形断面を有するばね 5 は、その端部の一方に拡張部 5 a を有し、その内部に、矩形断面を有するばね 1 3 の端部 1 3 a が係合する。互いに係合する 2 つのばね 5 および 1 3 の上方に配置された熱収縮チューブを熱収縮させる工程は、前端部分 4 に対してすでに記載した様式に従う。2 つのばね 5 および 1 3 は、剛性かつ伸縮不可能あるように、それらの間の接続点で行われる熱収縮に続いて、互いに固定されたままである。

【 0 0 4 1 】

上述した対応策により、同じ曲げ剛性に対して管状ガイド G の前端 G 3 の外径を低減することができ、前記端部の側面は、円形断面を有するばねで得られる側面より平滑である。この結果を、楕円形断面を有するかまたはいずれの場合も管状部材の長手方向において概して平坦化されたワイヤによるばねを用いることによって得ることができる。

10

【 0 0 4 2 】

本発明の別の変形実施形態によれば、管状部材 1 は、プラスチック材料、たとえばポリエチレンから作製された通常のチューブから構成され、端部分 3 および 4 において、それは、プラスチック材料のチューブの周囲に締め付けられた熱収縮材料のそれぞれのチューブ部分、またはスリーブに結合される。上述した管状部材で作製された管状ガイドの製造工程は、上述したものと同一であり、プラスチック材料の管状要素のばねへの固定を達成するように、熱収縮材料の端部分の熱収縮、およびしたがって、プラスチック材料の管状部材の中間部分の塑性変形を想定する。この変形実施形態は、上述したことから当業者には容易に理解されるため、これ以上詳細には例示しない。

20

【 0 0 4 3 】

より一般的には、プラスチック材料の管状部材または管状部材の端部を固定するための手段として接着剤を使用することができ、ばねを、異なるプラスチック材料でオーバーモールドすることができる。

【 0 0 4 4 】

本発明において適用されるのに好適なプラスチック材料を考慮すると、ポリエチレンに加えて、塑性域での変形が 2 0 0 % を超えるのであれば、E V A (エチレン酢酸ビニル) も使用することができる。

【 0 0 4 5 】

本発明による管状ガイドに対して、かつ関連する製造方法に対して、さらなる変形および/または変更を行うことができ、それは、この理由で、以下の特許請求の範囲に定義されるような本発明自体の保護の範囲から逸脱しない。

30

【図 1】

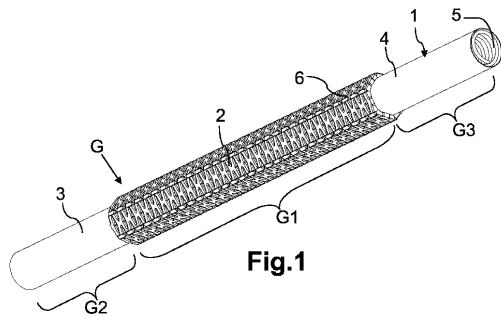


Fig.1

【図 2 a】

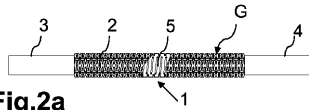


Fig.2a

【図 2 b】

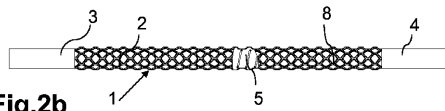


Fig.2b

【図 2 c】

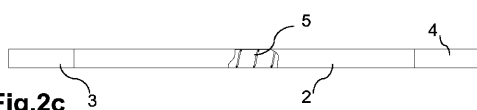


Fig.2c

【図 5 b】

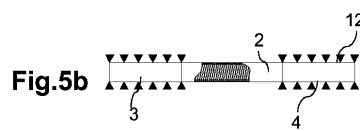


Fig.5b

【図 5 c】

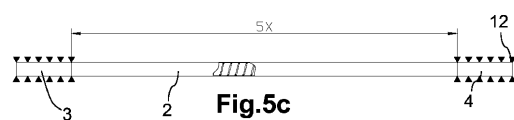


Fig.5c

【図 6】

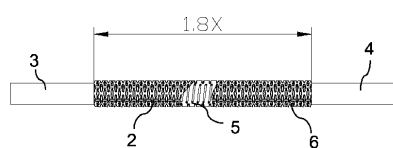


Fig. 6

【図 7 a】

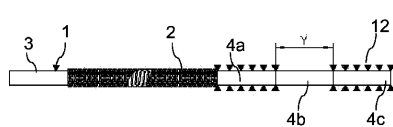


Fig. 7a

【図 3】

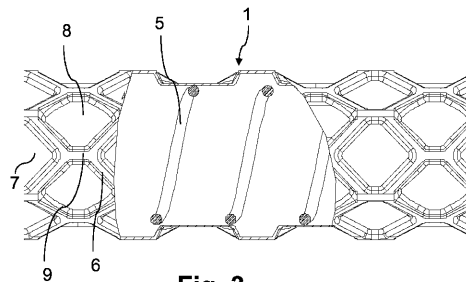


Fig. 3

【図 4】

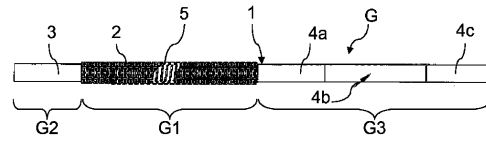


Fig. 4

【図 5 a】

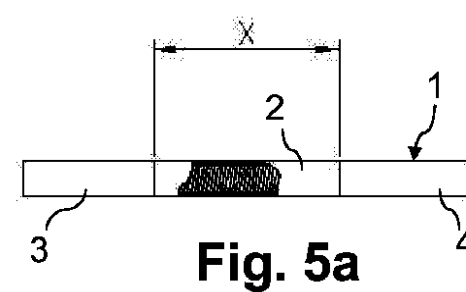


Fig. 5a

【図 7 b】

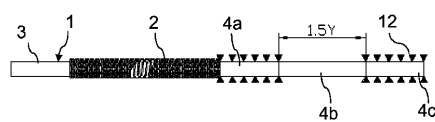


Fig.7b

【図 7 c】

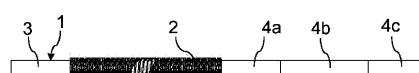


Fig.7c

【図 8】

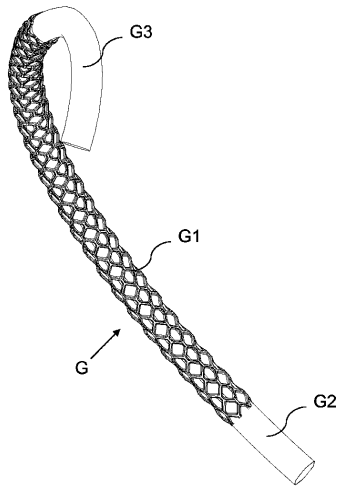


Fig.8

【図 9】

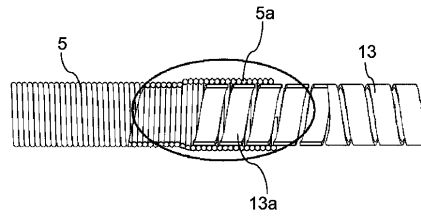


Fig.9

フロントページの続き

(72)発明者 ゴリーニ, サムエーレ

イタリア国, アイ - 5 6 0 2 0 モンテカルヴォリ (ピサ), ヴィア ピエトロ - ネ 1

審査官 ▲高▼ 芳徳

(56)参考文献 特表 2 0 0 3 - 5 2 1 2 9 7 (J P , A)

特表平 0 3 - 5 0 4 0 9 3 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 3 5 4 6 3 3 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 0 4 2 4 0 (J P , A)

特開 2 0 0 9 - 1 8 1 1 6 (J P , A)

特開平 4 - 3 4 8 7 3 9 (J P , A)

米国特許第 0 5 9 3 8 5 8 7 (U S , A)

特開平 0 7 - 3 0 8 2 8 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

A 6 1 M 2 5 / 0 0 - 2 5 / 1 8

专利名称(译)	柔性，可伸缩和可收缩的管状导向件及其制造方法		
公开(公告)号	JP6248116B2	公开(公告)日	2017-12-13
申请号	JP2015538613	申请日	2013-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	纪元内窥镜有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	艾拉结束复制上课.伯爵.埃尔.		
当前申请(专利权)人(译)	艾拉结束复制上课.伯爵.埃尔.		
[标]发明人	ゴリーニサムエーレ		
发明人	ゴリーニ,サムエーレ		
IPC分类号	A61B1/018		
CPC分类号	A61B1/00073 A61B1/00075 A61B1/00154 A61B1/018 A61B10/04 Y10T29/49908 A61B1/0011 A61B1/0016 A61B17/00234		
FI分类号	A61B1/018.511		
代理人(译)	江口明彦 内藤一彦		
优先权	102012902095566 2012-10-25 IT		
其他公开文献	JP2015533577A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明描述了一种管状导向装置，其适合用作英制蜗杆式机车内窥镜器械中的手术器械通道的操作通道。引导件固定到内窥镜器械的中央主体的端部，并且具有弹性和波纹状的中间部分，以便跟随内窥镜器械的中央主体的伸长和收缩，而不会对器械的通过产生障碍。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6248116号 (P6248116)
(45) 発行日 平成29年12月13日 (2017. 12. 13)	(24) 登録日 平成29年11月24日 (2017. 11. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 018 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 1 / 018 5 1 1	
請求項の数 15 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-538613 (P2015-538613)	(73) 特許権者 511138168	
(86) (22) 出願日 平成25年10月24日 (2013. 10. 24)	エラ エンドスコピー エス. アール. エル.	
(65) 公表番号 特表2015-533577 (P2015-533577A)	イタリア国, アイー 5 6 0 3 7 ベッチョリ (ピザ), ゴリア ボッチオーニ 1	
(43) 公表日 平成27年11月26日 (2015. 11. 26)	(74) 代理人 100079108	
(86) 国際出願番号 PCT / 182013 / 059613	弁理士 稲葉 良幸	
(87) 国際公開番号 W02014 / 064638	(74) 代理人 100108346	
(87) 国際公開日 平成26年5月1日 (2014. 5. 1)	弁理士 大貫 敏史	
審査請求日 平成28年8月24日 (2016. 8. 24)	(74) 代理人 100117189	
(31) 優先権主張番号 F12012A000226	弁理士 江口 昭彦	
(32) 優先日 平成24年10月25日 (2012. 10. 25)	100134120	
(33) 優先権主張国 イタリア (IT)	弁理士 内藤 和彦	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 可撓性かつ伸縮可能な管状ガイドおよびその製造方法		