

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102430185 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 02

(21) 申请号 201110424178. 5

(22) 申请日 2010. 06. 13

(30) 优先权数据

2009-143732 2009. 06. 16 JP

(62) 分案原申请数据

201010206562. 3 2010. 06. 13

(71) 申请人 朝日印帝克股份有限公司

地址 日本爱知县

(72) 发明人 宫田尚彦 长野聪 西岸诚

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

公司 72003

代理人 宋晓宝 郭晓东

(51) Int. Cl.

A61M 25/09 (2006. 01)

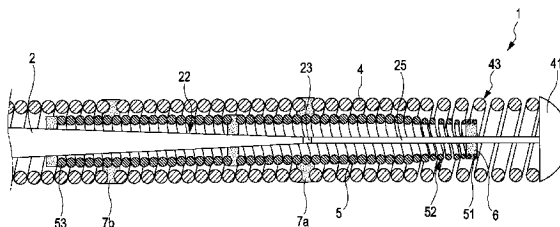
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

医疗用导丝

(57) 摘要

一种医疗用导丝, 目的在于提高其前端部的从U字形弯曲的复原性, 防止使用导丝时导丝的U字形弯曲发展。在导丝 (1) 中, 在外侧可挠管体 (4) 的内侧具有围住芯轴 (2) 前端部 (22) 的内侧可挠管体 (5), 内侧可挠管体 (5) 配置成, 其前端 (51) 位于离开芯轴 (2) 前端的后端侧。并且设有将内侧可挠管体 (5) 的前端 (51) 和芯轴 (2) 接合起来的第 1 接合部 (6)、在第 1 接合部 (6) 的后端侧将外侧可挠管体 (4) 和内侧可挠管体 (5) 接合的至少一个部位的第 2 接合部 (7a、7b)。以此, 由于在第 1 接合部 (6)、第 2 接合部 (7a、7b) 刚性变大, 故在使用导丝 (1) 时, 即使在血管等管腔内弯曲成 U 字形, 该弯曲因存在高刚性的第 1 接合部 (6)、第 2 接合部 (7a、7b) 而难以发展。



1. 一种医疗用导丝,具有:
芯轴,其具有细径的前端部;
外侧可挠管体,其围住所述芯轴的外周;
内侧可挠管体,其在所述外侧可挠管体的内侧围住所述芯轴的前端部;
前端接合部,其接合所述芯轴的前端与所述外侧可挠管体的前端;
其特征在于,

具有以所述内侧可挠管体前端离开所述芯轴前端位于芯轴靠后侧的方式将所述内侧可挠管体的前端和所述芯轴接合起来的第1接合部。

2. 如权利要求1所述的医疗用导丝,其特征在于,所述内侧可挠管体呈其外径向前端逐渐变细的锥状。

3. 如权利要求1所述的医疗用导丝,其特征在于,所述内侧可挠管体其外径向前端阶段性变细。

4. 如权利要求2所述的医疗用导丝,其特征在于,所述内侧可挠管体其内径从前端至后端为恒定。

5. 如权利要求1所述的医疗用导丝,其特征在于,所述内侧可挠管体是将多根金属单股线捻合而成的多条中空绞线线圈。

6. 如权利要求2所述的医疗用导丝,其特征在于,所述内侧可挠管体是将多根金属单股线捻合而成的多条中空绞线线圈。

7. 如权利要求1所述的医疗用导丝,其特征在于,所述外侧可挠管体是单线圈,且从所述外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比所述外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,所述第1接合部配置在所述间距扩大部的范围内。

8. 如权利要求2所述的医疗用导丝,其特征在于,所述外侧可挠管体是单线圈,且从所述外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比所述外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,所述第1接合部配置在所述间距扩大部的范围内。

9. 如权利要求5所述的医疗用导丝,其特征在于,所述外侧可挠管体是单线圈,且从所述外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比所述外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,所述第1接合部配置在所述间距扩大部的范围内。

10. 如权利要求6所述的医疗用导丝,其特征在于,所述外侧可挠管体是单线圈,且从所述外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比所述外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,所述第1接合部配置在所述间距扩大部的范围内。

医疗用导丝

[0001] 本申请是申请号为 201010206562.3、申请日为 2010 年 6 月 13 日、发明名称为“医疗用导丝”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种在向血管、尿管和器官等插入导管或体内置留件插入血管动脉瘤形成部时作为引导用的适于医疗领域的医疗用导丝。

背景技术

[0003] 对于医疗用导丝,一般要求前端侧的柔软性、以及手部操作容易传递到前端侧。

[0004] 因此,为满足上述要求,对于以往的导丝 100,在芯轴 101 的外周外装有螺旋弹簧体 102,并将芯轴 101 的前端部 103 加工得较细,以提高柔软性(参照图 8)。

[0005] 然而,当用导丝 100 将导管或体内置留件等器件引导到体内的目的部位时,导丝 100 的前端部有时在血管内非人为地折弯成 U 字形。另外,为了防止误入目的以外的血管、或利用恢复力来提高与血管壁的卡止力,还有一种预先将导丝 100 弯曲成 U 字形进行导入的手术方法。

[0006] 在主动使导丝 100 弯曲成 U 字形向血管内进行导入的手术方法中,根据导丝 100 所插入的血管直径和血管形状,有时仅使导丝 100 的最前端部分弯曲成 U 字形即可,有时必须使导丝 100 的前端部分整体弯曲成 U 字形。

[0007] 这里,在以往的导丝 100 中,由于将芯轴 101 的前端部 103 做得较细,故刚性低,容易因应力集中而产生弯曲。并且,若芯轴 101 一次折弯成 U 字形就产生塑性变形,即使解除了 U 字形也会残留有残留角度。并且因为这种残留角度,而使以后的导丝 100 的操作性下降,有时在手术途中必须更换导丝 100。

[0008] 另外,对于导丝 100,有将芯轴 101 的前端部 103 做成绞线结构的技术(参照专利文献 1),但在这种导丝 100 中,虽然从弯曲状态具有一定复原性,但导丝 100 弯曲成曲率大的 U 字形时,即使解除了 U 字形,也无法复原,也不能解决残留角度的问题。

[0009] 另外,对于导丝 100,有在螺旋弹簧体 102 与芯轴 101 之间配置不透过放射线的内线圈的技术(参照专利文献 2、3)。在这种导丝 100 中,在具有内线圈的部分,虽然导丝 100 的前端部刚性得到提高,但折弯成 U 字形后的残留角度的问题仍未解决。

[0010] 专利文献 1:日本特开 2008-161491 号公报。

[0011] 专利文献 2:日本特开平 8-173547 号公报。

[0012] 专利文献 3:日本特表 2006-511304 号公报。

发明内容

[0013] 本发明是为解决上述问题而作的,其目的在于提供一种医疗用导丝,可提高导丝前端部的从 U 字形弯曲的复原性,防止使用导丝时导丝的 U 字形弯曲的发展。

[0014] 技术方案 1 的医疗用导丝(下面称为导丝),具有:芯轴,其具有细径的前端部;外

侧可挠管体,其围住芯轴的外周;以及内侧可挠管体,其在外侧可挠管体的内侧围住芯轴的前端部。

[0015] 以此,由于内侧可挠管体围住芯轴的外周,故导丝的复原性得到提高。

[0016] 并且,芯轴的前端与外侧可挠管体的前端接合,内侧可挠管体配设成,其前端位于离开芯轴前端的后端侧,并且设有:将内侧可挠管体的前端和芯轴接合起来的第1接合部;以及在第1接合部的后端侧将外侧可挠管体和内侧可挠管体接合起来的至少一个部位的第2接合部。

[0017] 以此,除了第1接合部的前端侧和后端侧产生刚性差,在第1接合部刚性也变大。即,由于第1接合部的前端侧成为“外侧可挠管体+芯轴”,第1接合部的后端侧成为“外侧可挠管体+内侧可挠管体+芯轴”,故以第1接合部为边界产生刚性差,由于在第1接合部固定内侧可挠管体的前端和芯轴,因此刚性提高。另外,由于在第2接合部也固定外侧可挠管体和内侧可挠管体,故在第2接合部,局部刚性提高。

[0018] 因此,在使用导丝时,即使将导丝的前端部在血管等管腔内弯曲成U字形,这种弯曲因存在高刚性的第1接合部而难以发展到第1接合部的后端侧。因此,可将U字形弯曲的发展阻止在柔软性优异的导丝的前端部分。即,由于在确保高复原性的部分被弯曲成U字形,故不会在导丝弯曲的状态下产生塑性变形,可提高导丝的复原性。

[0019] 另外,假若U字形弯曲的发展未被第1接合部阻止而使第1接合部的后端侧弯曲,则由于在第1接合部的后端侧存在高刚性的第2接合部,因此U字形弯曲难以发展到第2接合部的后端侧。即,可用第1接合部和第2接合部阶段性地防止导丝的U字形弯曲的发展。

[0020] 并且,由于U字形弯曲的发展被第2接合部阻止,仅在有至少复原性优异的内侧可挠管体的部分产生U字形弯曲,故弯曲解除所带来的导丝复原性好。

[0021] 另外,在主动使导丝弯曲成U字形并向血管内进行导入的手术方法中,根据导丝所插入的血管直径和血管形状,有时仅使导丝的最前端部分弯曲成U字形即可,有时必须使导丝的前端部分整体弯曲成U字形。

[0022] 因此,采用技术方案1,可根据手术方法灵活应用第1接合部或第2接合部的防U字形弯曲发展功能,使用者容易进行操作。

[0023] 技术方案2的导丝是,在内侧可挠管体的内部,具有与芯轴的前端部并行配置的绞线。

[0024] 由于绞线在单股线之间可作相对的微小移动,因此有自由度,除了柔软性提高,而且难以塑性变形,复原性高。因此,通过设置与芯轴前端部并行的绞线,导丝的从U字形弯曲的复原性得到提高。

[0025] 技术方案3的导丝是,芯轴的前端部具有在前端隔着阶梯部形成为小直径的小径部,第2接合部在轴向上设在阶梯部附近的位置。

[0026] 以此,由于在芯轴以阶梯部为边界产生刚性差,故第2接合部前后的刚性差显著产生。因此,第2接合部的防U字形弯曲发展功能进一步强化。

[0027] 技术方案4的导丝是,芯轴的外径向前端阶段性变细。

[0028] 以此,从芯轴的后端到前端可阶段性地降低刚性。另外,通过阶段性地将芯轴外径做细,可将芯轴的所需位置设定成所需的刚性。

- [0029] 技术方案 5 的导丝是,内侧可挠管体呈外径向前端逐渐变细的锥状。
- [0030] 以此,由于内侧可挠管体的刚性向前端逐渐变低,因此可将导丝做成刚性向前端变低的刚性渐变结构。因此,可减少发生刚性急剧变化所带来的应力集中。
- [0031] 另外,通过将内侧可挠管体前端侧的直径做细,导丝的柔软性得到提高,插入管腔末梢部的插入性得到提高。
- [0032] 技术方案 6 的导丝是,内侧可挠管体其外径向前端阶段性变细。
- [0033] 以此,与技术方案 5 相同,可将导丝做成刚性渐变结构,并可提高插入管腔末梢部的插入性。另外,通过阶段性地将内侧可挠管体外径做细,可将内侧可挠管体的所需位置设定成所需的刚性。
- [0034] 技术方案 7 的导丝是,内侧可挠管体其内径从前端到后端为恒定。
- [0035] 以此,芯轴及绞线容易插入内侧可挠管体,可容易进行合适的导丝的装配。
- [0036] 技术方案 8 的导丝是,内侧可挠管体是将多根金属单股线捻合而成的多条中空绞线线圈。
- [0037] 以此,通过将内侧可挠管体做成多条中空绞线线圈,与单线线圈相比,转矩传递性得到提高。因此,可按使用者的目的来操作导丝,可缩短治疗时间。
- [0038] 技术方案 9 的导丝是,形成中空绞线线圈的金属单股线,由不锈钢合金形成。
- [0039] 以此,可提高内侧可挠管体的刚性,可提高导丝的转矩传递性和操作性。
- [0040] 技术方案 10 的导丝是,形成中空绞线线圈的金属单股线,由滞弹性合金形成。
- [0041] 以此,可提高内侧可挠管体的复原性,作为导丝也可提高前端的复原性。
- [0042] 技术方案 11 的导丝是,中空绞线线圈是将不锈钢合金的金属单股线和滞弹性合金的金属单股线组合形成。
- [0043] 以此,可由不锈钢合金提高其中的内侧可挠管体的刚性,由滞弹性合金提高内侧可挠管体的复原性。因此,可提高导丝的转矩传递性、操作性和复原性。
- [0044] 技术方案 12 的导丝是,芯轴的前端侧由滞弹性合金形成,后端侧由不锈钢合金形成。
- [0045] 以此,可提高导丝前端部的复原性,并可提高转矩传递性和操作性。
- [0046] 技术方案 13 的导丝是,芯轴的前端部,从前端依次具有由不锈钢合金形成的第 1 前端部、以及由滞弹性合金形成于第 1 前端部的后端侧的第 2 前端部,第 2 前端部的后端侧由不锈钢合金形成。
- [0047] 以此,可利用滞弹性合金提高芯轴前端部的复原性。另外,通过在由滞弹性合金形成的部分的前端侧和后端侧两方设置由不锈钢合金形成的部分,从而能将后端侧的转矩可靠地传递到前端侧,可进一步提高转矩传递性和操作性。
- [0048] 技术方案 14 的导丝是,外侧可挠管体是单线圈,从外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,间距扩大部的后端配置在第 1 接合部的后端侧。
- [0049] 以此,可确保导丝前端的柔软性,可形成更平滑的刚性渐变结构。

附图说明

- [0050] 图 1 是导丝的侧视图(包含局部剖视图)(实施例 1)。

- [0051] 图 2 是导丝前端部的侧剖视图（实施例 1）。
- [0052] 图 3(a)、(b) 是表示导丝前端部在血管内的 U 字形弯曲发展的示图（实施例 1）。
- [0053] 图 4 是表示导丝前端部在血管内的 U 字形弯曲发展的示图（实施例 1）。
- [0054] 图 5 是导丝前端部的侧剖视图（实施例 2）。
- [0055] 图 6 是芯轴的局部侧视图（变形例）。
- [0056] 图 7 是导丝前端部的侧剖视图（变形例）。
- [0057] 图 8 是导丝前端部的侧剖视图（以往例）。
- [0058] 附图标记说明
- [0059] 1 导丝
- [0060] 11 导丝
- [0061] 2 芯轴
- [0062] 22 芯轴的前端部
- [0063] 23 阶梯部
- [0064] 25 小径部
- [0065] 26 第 1 前端部
- [0066] 27 第 2 前端部
- [0067] 4 外侧可挠管体
- [0068] 43 间距扩大部
- [0069] 5 内侧可挠管体
- [0070] 51 内侧可挠管体的前端
- [0071] 6 第 1 接合部
- [0072] 7a 第 2 接合部
- [0073] 7b 第 2 接合部
- [0074] 8 绞线

具体实施方式

[0075] 最佳实施方式 1 的导丝是,具有 :芯轴,其具有细径的前端部 ;外侧可挠管体,其围住芯轴的外周 ;以及内侧可挠管体,其在外侧可挠管体的内侧围住芯轴的前端部。

[0076] 并且,芯轴的前端与外侧可挠管体的前端接合,内侧可挠管体配设成,其前端位于离开芯轴前端的后端侧,并设有 :将内侧可挠管体的前端和芯轴接合起来的第 1 接合部 ;以及第 1 接合部的后端侧将外侧可挠管体和内侧可挠管体接合的至少一个部位的第 2 接合部。

[0077] 另外,芯轴具有在前端隔着阶梯部形成小直径的小径部,第 2 接合部在轴向上设在阶梯部附近的位置。

[0078] 另外,内侧可挠管体是将多根金属单股线捻合而成的多条中空绞线线圈,呈外径向前端逐渐变细的锥状。而内侧可挠管体的内径从前端至后端为恒定。另外,形成中空绞线线圈的金属单股线由不锈钢合金形成。

[0079] 并且,外侧可挠管体是单线圈,且从外侧可挠管体的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比外侧可挠管体的后端部宽大的间距扩大部,间距扩大部的后端配置在第 1

接合部的后端侧。

[0080] 最佳实施方式 2 的导丝是,在内侧可挠管体的内部,具有与芯轴的前端部并行配置的绞线。

[0081] 实施例

[0082] (实施例 1 的结构)

[0083] 现用图 1 ~ 3 来说明实施例 1 的导丝 1 的结构。在图 1、2 中,图示右侧是前端侧,左侧是后端侧。

[0084] 导丝 1 具有:芯轴 2;贯通插有芯轴 2 的外侧可挠管体 4;以及设在外侧可挠管体 4 内侧的内侧可挠管体 5,将芯轴 2 贯通插入内侧可挠管体 5 中,并将它们贯通插入外侧可挠管体 4 内。

[0085] 芯轴 2 由不锈钢合金形成,在后端侧具有粗直径的把持部 21,在前端侧具有细直径的前端部 22。芯轴 2 的前端部 22 阶段性地做细,具有隔着阶梯部 23 而做成小直径的小径部 25。另外,在本实施例中,例如小直径部 25 的外径是 0.03mm。

[0086] 外侧可挠管体 4 是由不锈钢单股线形成的单线圈,在本实施例中,例如用外径为 0.05mm 的不锈钢单股线形成单线圈的外径为 0.355mm。

[0087] 另外,外侧可挠管体 4,仅前端侧具有线圈间距宽大的间距扩大部 43,以赋予前端侧进一步的柔软性。该宽大间距,在轴向上从后述的内侧可挠管体 5 的前端 51 至后端侧也被实施。

[0088] 外侧可挠管体 4 只要具有可挠性即可,不限于单线圈,也可是中空绞线线圈、树脂管等。

[0089] 外侧可挠管体 4 仅外装在芯轴 2 的前端侧,外侧可挠管体 4 的后端 42 固定在芯轴 2 后端侧的粗直径部分的外周面上。另外,外侧可挠管体 4 的外周面实施有亲水性的树脂被覆。

[0090] 内侧可挠管体 5 是由多根不锈钢单股线形成的中空绞线线圈。中空绞线线圈用绳索绞合机将多根单股线绞合成绳索状,且是将中心单股线抽去的中空形态或者将多根单股线绞合构成为中空状的形态较好。

[0091] 在本实施例中,例如,为了使柔软性和转矩传递性良好地平衡,将外径 0.04mm 的不锈钢单股线绞合六根并形成外径为 0.188mm。

[0092] 另外,内侧可挠管体 5 的前端部 52 利用电解研磨而被加工成外径向前端变小的锥状。内侧可挠管体 5 的内径从后端至前端为恒定。

[0093] 内侧可挠管体 5 其外径小于外侧可挠管体 4 的内径,轴向长度比外侧可挠管体 4 短,在轴向,内侧可挠管体 5 的前端 51 位于外侧可挠管体 4 前端的后端侧,内侧可挠管体 5 的后端 53 位于外侧可挠管体 4 后端 42 的前端侧。

[0094] 另外,在与芯轴 2 的关系中,内侧可挠管体 5 的前端 51 位于芯轴 2 前端的后端侧,且位于小径部 25 后端的前端侧,内侧可挠管体 5 的后端 53 位于阶梯部 23 的后端侧。

[0095] 即,内侧可挠管体 5 配置成,在轴向其前端 51 位于离开芯轴 2 前端的后端侧。

[0096] 并且,导丝 1 上设有内侧可挠管体 5 的前端 51 与芯轴 2 接合的第 1 接合部 6。具体来说,在内侧可挠管体 5 的前端位置,通过钎焊而固定有内侧可挠管体 5 和芯轴 2,构成第 1 接合部 6。另外,间距扩大部 43 的后端位于第 1 接合部 6 的后端侧。

[0097] 内侧可挠管体 5 的后端 53 固定在芯轴 2 的外周面上。

[0098] 另外,在导丝 1 上,设有在第 1 接合部 6 的后端侧将外侧可挠管体 4 和内侧可挠管体 5 接合起来的二个部位的第 2 接合部 7a、7b。

[0099] 第 2 接合部 7a,是在轴向的阶梯部 23 的位置通过钎焊固定外侧可挠管体 4 和内侧可挠管体 5 而构成。

[0100] 第 2 接合部 7b,是在轴向的第 2 接合部 7a 的后端侧且内侧可挠管体 5 的后端 53 的前端侧的位置通过钎焊固定外侧可挠管体 4 和内侧可挠管体 5 而构成。

[0101] (实施例 1 的作用效果)

[0102] 在本实施例的导丝 1 中,芯轴 2 的前端部 22 向前端阶段性地变细,在外侧可挠管体 4 的内侧具有围住芯轴 2 前端部 22 的内侧可挠管体 5。以此,由于由内侧可挠管体 5 围住做成细径的芯轴 2 的外周以确保柔软性,因此导丝 1 的复原性得到提高。

[0103] 另外,内侧可挠管体 5 配置成其前端 51 位于离开芯轴 2 前端的后端侧,并设有将内侧可挠管体 5 的前端 51 和芯轴 2 接合起来的第 1 接合部 6。

[0104] 以此,第 1 接合部 6 的前端侧与后端侧产生刚性差,在第 1 接合部 6 刚性提高。即,由于第 1 接合部 6 的前端侧是由“外侧可挠管体 4+ 芯轴 2”构成,第 1 接合部 6 的后端侧是由“外侧可挠管体 4+ 内侧可挠管体 5+ 芯轴 2”构成,故以第 1 接合部 6 为边界产生刚性差,在第 1 接合部 6,由于通过钎焊固定内侧可挠管体 5 的前端 51 和芯轴 2,因此刚性提高。

[0105] 因此,在使用导丝 1 时,即使在血管等管腔内弯曲成 U 字形,该弯曲因存在高刚性的第 1 接合部 6 而难以发展到第 1 接合部 6 的后端侧。

[0106] 即,当导丝 1 在血管内非人为地弯曲时(参照图 3(a)),即使使用者用手部推进导丝 1,因存在高刚性的第 1 接合部 6,弯曲就停止在第 1 接合部 6 跟前(参照图 3(b)),U 字形弯曲就不会进一步发展。

[0107] 其结果,可将 U 字形弯曲的发展阻止在柔软性优异的导丝 1 的前端部分。即,由于用确保高复原性的部分进行 U 字形弯曲,故不会使导丝 1 在弯曲的状态下产生塑性变形,导丝 1 的复原性得到提高。

[0108] 另外,导丝 1 在第 1 接合部 6 的后端侧设有将外侧可挠管体 4 和内侧可挠管体 5 接合的至少一个部位的第 2 接合部 7a、7b。

[0109] 以此,即使 U 字形弯曲发展未被第 1 接合部 6 阻止、第 1 接合部 6 的后端侧产生弯曲,由于在第 1 接合部 6 的后端侧存在高刚性的第 2 接合部 7a、7b,因此,U 字形弯曲难以发展到第 2 接合部 7a、7b 的后端侧(参照图 4)。即,可用第 1 接合部 6 和第 2 接合部 7a、7b 阶段性地防止导丝 1 的 U 字形弯曲的发展。

[0110] 并且,由于 U 字形弯曲发展被第 2 接合部 7a、7b 阻止,仅在至少复原性优异的内侧可挠管体 5 的部分产生 U 字形弯曲,所以,弯曲解除所带来的导丝 1 的复原性好。

[0111] 另外,在主动使导丝 1 弯曲成 U 字形并向血管内进行导入的手术方法中,根据导丝 1 所插入的血管直径和血管形状,有时仅使导丝 1 的最前端部分弯曲成 U 字形即可,有时必须使导丝 1 的前端部分整体弯曲成 U 字形。

[0112] 因此,通过设置第 1 接合部 6 和第 2 接合部 7a、7b 并设置阶段性的防 U 字形弯曲功能,从而根据手术方法可灵活应用第 1 接合部 6 或第 2 接合部 7a、7b 的防 U 字形弯曲发展功能,使用者容易进行操作。

[0113] 即,当将导丝 1 导入细血管内时,由于导丝 1 在第 1 接合部 6 的前端侧弯曲,故第 1 接合部 6 主要起到防 U 字形弯曲发展功能。

[0114] 另外,当在导丝 1 产生 U 字形弯曲的状态下将其导入粗血管等内时,由于以第 1 接合部 6 的后端侧弯曲的状态插入到血管内,故第 2 接合部 7a、7b 起到防 U 字形弯曲发展功能(参照图 4)。

[0115] 任何场合,如上所述,由于用被确保复原性的部分阻止 U 字形弯曲的发展,故弯曲解除所带来的导丝 1 的复原性好。

[0116] 另外,在本实施例中,由于第 2 接合部 7a 在轴向设在阶梯部 23 附近的位置,故在芯轴 2 中以阶梯部 23 为边界产生前后的刚性差,故在第 2 接合部 7a 前后显著产生刚性差。因此,U 字形弯曲的发展进一步被第 2 接合部 7a 有效地抑制。

[0117] 另外,外侧可挠管体 4 是单线圈,从外侧可挠管体 4 的前端在规定距离范围内,具有单线圈的间距比外侧可挠管体 4 的后端部宽大的间距扩大部 43,间距扩大部 43 的后端配置在第 1 接合部 6 的后端侧。

[0118] 以此,可确保导丝 1 前端的柔软性,可形成更平滑的刚性渐变结构。

[0119] 即,本实施例的导丝 1 为刚性渐变结构,其弯曲刚性从前端侧至后端侧变大。

[0120] 具体来说,弯曲刚性从导丝 1 的前端按“外侧可挠管体 4 的有间距宽大部分+芯轴 2”部分、“外侧可挠管体 4 的有间距宽大部分+内侧可挠管体 5+芯轴 2”部分、以及“外侧可挠管体 4 的无间距宽大部分+内侧可挠管体 5+芯轴 2”部分的顺序而逐渐变大。并且进一步在后端侧弯曲刚性因芯轴 2 的直径的变化而逐渐变大。

[0121] 因此,可进一步减少发生刚性急剧变化所带来的应力集中,提高转矩传递性。

[0122] 另外,由于将内侧可挠管体 5 做成多条中空绞线线圈,故与单线线圈相比,转矩传递性得到提高。因此,可按使用者的目的来操作导丝 1,可缩短治疗时间。

[0123] 另外,由于内侧可挠管体 5 的前端部 52 形成为向前端逐渐变细的锥状,故可将上述的导丝 1 的刚性渐变结构设定得更细而平缓。并且,通过将内侧可挠管体 5 的前端侧直径做细,从而提高导丝 1 的柔软性,提高插入于管腔末梢部的插入性。

[0124] 由于内侧可挠管体 5 的内径从前端至后端为恒定,故容易将芯轴 2 插入内侧可挠管体 5,容易进行适合的导丝 1 的装配。

[0125] 由于形成中空绞线线圈的金属单股线由不锈钢合金形成,故可提高内侧可挠管体 5 的刚性,可提高导丝 1 的转矩传递性和操作性。

[0126] (实施例 2 的结构)

[0127] 现以不同于实施例 1 之处为中心,用图 5 来说明实施例 2 的导丝 11 的结构。在图 5 中,图示右侧为前端侧,左侧为后端侧。

[0128] 本实施例的导丝 11,在内侧可挠管体 5 的内部具有与芯轴 2 前端部 22 并行配置的绞线 8。并且,导丝 11 是将绞线 8 与芯轴 2 一起贯通插入内侧可挠管体 5、再将它们贯通插入外侧可挠管体 4 内而成。

[0129] 绞线 8 是将多根不锈钢线材等的金属单股线绞合形成。在本实施例中,例如将外径为 0.014mm 的不锈钢单股线绞合七根形成。

[0130] 绞线 8 与芯轴 2 的前端部 22 并行配置,绞线 8 的前端与芯轴 2 的前端一起钎焊在外侧可挠管体 4 前端的前端焊接部 41 上,绞线 8 的后端位于芯轴 2 的小径部 25 后端的后

端侧,并与芯轴 2 一起钎焊在内侧可挠管体 5 上。

[0131] (实施例 2 的作用效果)

[0132] 由于绞线 8 在单股线之间可相对地微小移动,因此有自由度,柔软性高,难以塑性变形,复原性高。

[0133] 因此,为了确保柔软性,通过与做成细径的芯轴 2 前端部 22 并行地设置难以塑性变形的绞线 8,从而提高导丝 11 的从 U 字形弯曲的复原性。

[0134] (变形例)

[0135] 在实施例 1 及实施例 2 中,芯轴 2 的前端部 22 向前端阶段性地做细,但也可向前端锥状地做细。

[0136] 在实施例 1 及实施例 2 中,芯轴 2 由不锈钢合金形成,但也可用复原性优异的滞弹性合金(例如, Ni-Ti 合金)形成芯轴 2 的前端部分(至少小径部 25),由不锈钢合金形成后端侧。以此,提高导丝 1、11 前端部的复原性,同时提高转矩传递性和操作性。

[0137] 另外,如图 6 所示,也可由不锈钢合金形成小径部 25 的前端部分(第 1 前端部 26),由滞弹性合金形成小径部 25 的后端部分(第 2 前端部 27),由不锈钢合金形成小径部 25 的后端侧的芯轴 2。以此,可利用滞弹性合金提高芯轴 2 前端部 22 的复原性。另外,通过在由滞弹性合金形成的部分的前端侧及后端侧两方设置由不锈钢合金形成的部分,从而能将后端侧的转矩可靠地传递到前端侧,可进一步提高转矩传递性和操作性。

[0138] 在实施例 1 及实施例 2 中,虽然内侧可挠管体 5 的前端部 52 向前端锥状地做细,但也可阶段性地做细。

[0139] 在实施例 1 及实施例 2 中,虽然内侧可挠管体 5 仅用不锈钢单股线形成,但也可仅用滞弹性合金单股线形成。以此,可进一步提高内侧可挠管体 5 的复原性。

[0140] 也可将不锈钢单股线和滞弹性合金单股线组合而形成内侧可挠管体 5(例如,三根不锈钢单股线和三根滞弹性合金单股线的组合)。以此,可由不锈钢合金提高其中的内侧可挠管体 5 的刚性,由滞弹性合金提高内侧可挠管体 5 的复原性。因此,可提高导丝 1、11 的转矩传递性、操作性和复原性。

[0141] 实施例 1 及实施例 2 的导丝 1、11 是仅将芯轴 2 的前端侧由外侧可挠管体 4 围住的结构,但也可将外侧可挠管体 4 外装在芯轴 2 整体上的结构。

[0142] 实施例 1 及实施例 2 的导丝 1、11,是用第 2 接合部 7a、7b 仅将外侧可挠管体 4 和内侧可挠管体 5 接合而构成,但也可使焊料流入到内侧可挠管体 5 的内部进行固定。即,例如在实施例 2 的导丝 11 中,也可对外侧可挠管体 4、内侧可挠管体 5、绞线 8 和芯轴 2 进行钎焊固定而构成接合部 7a(参照图 7)。

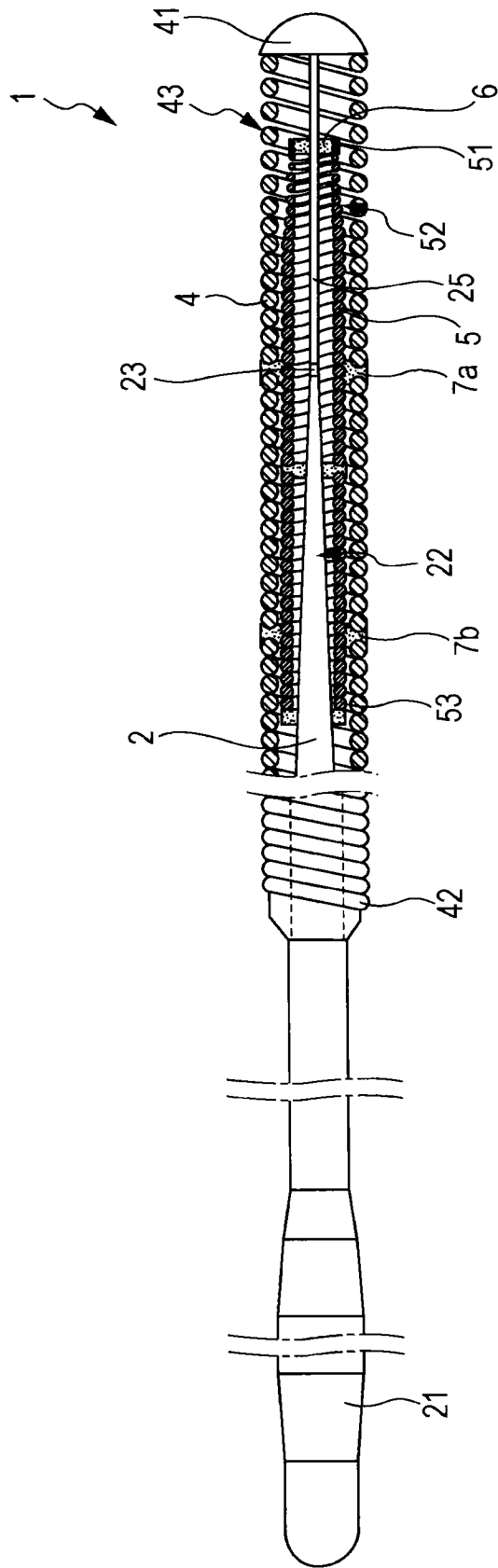


图 1

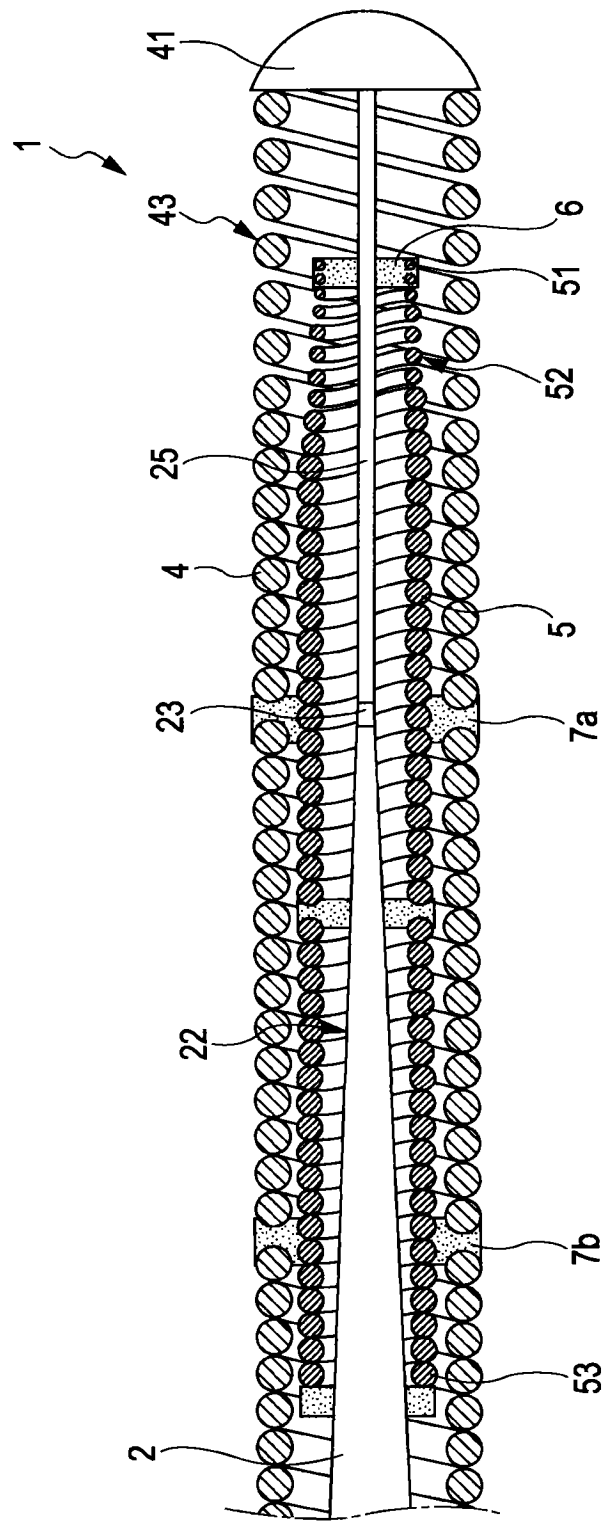


图 2

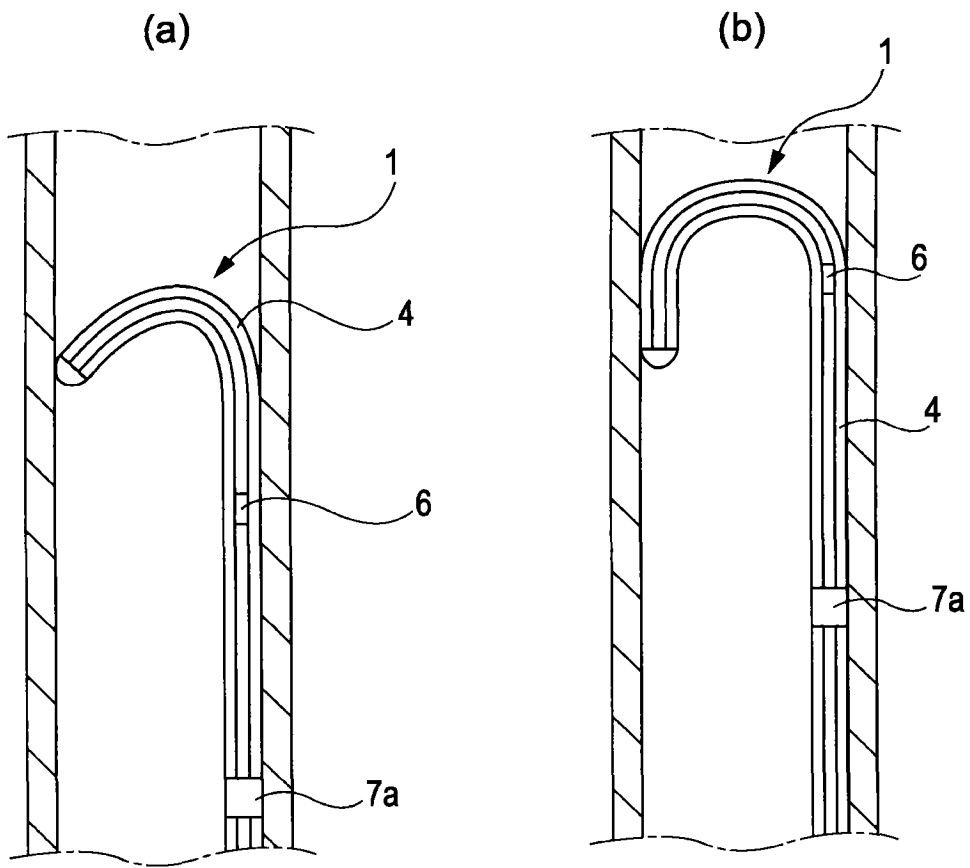


图 3

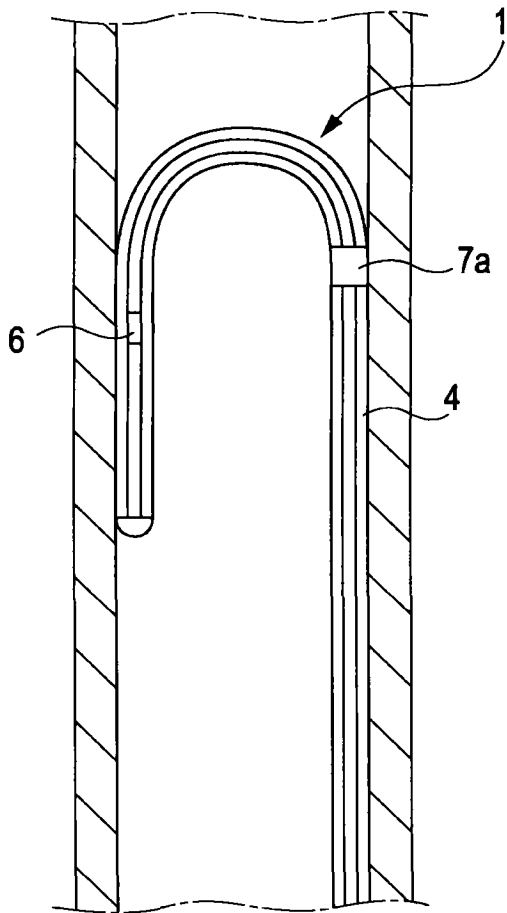


图 4

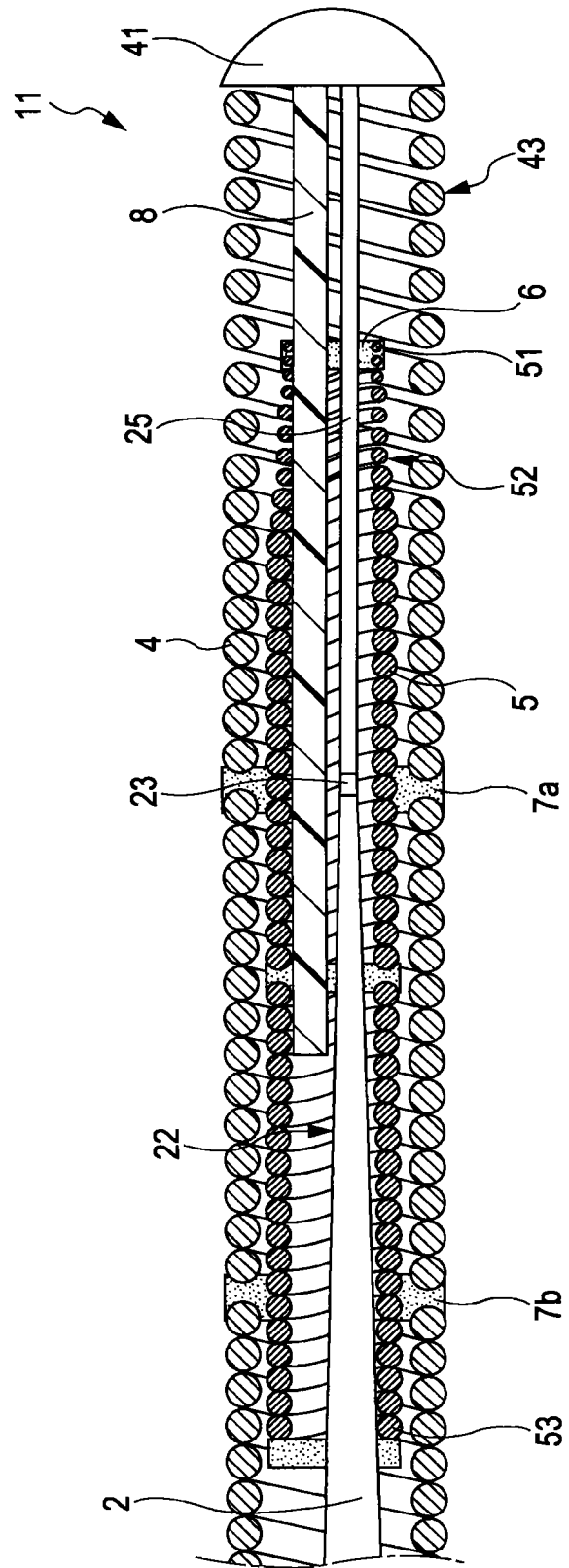


图 5

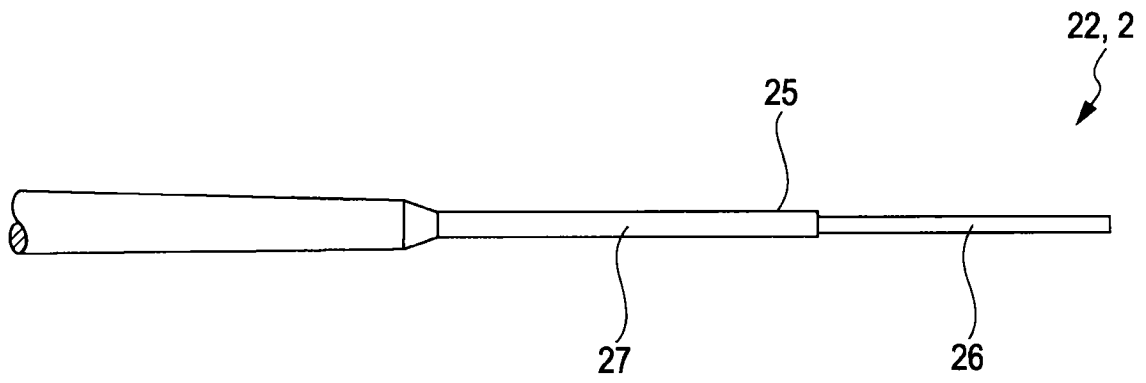


图 6

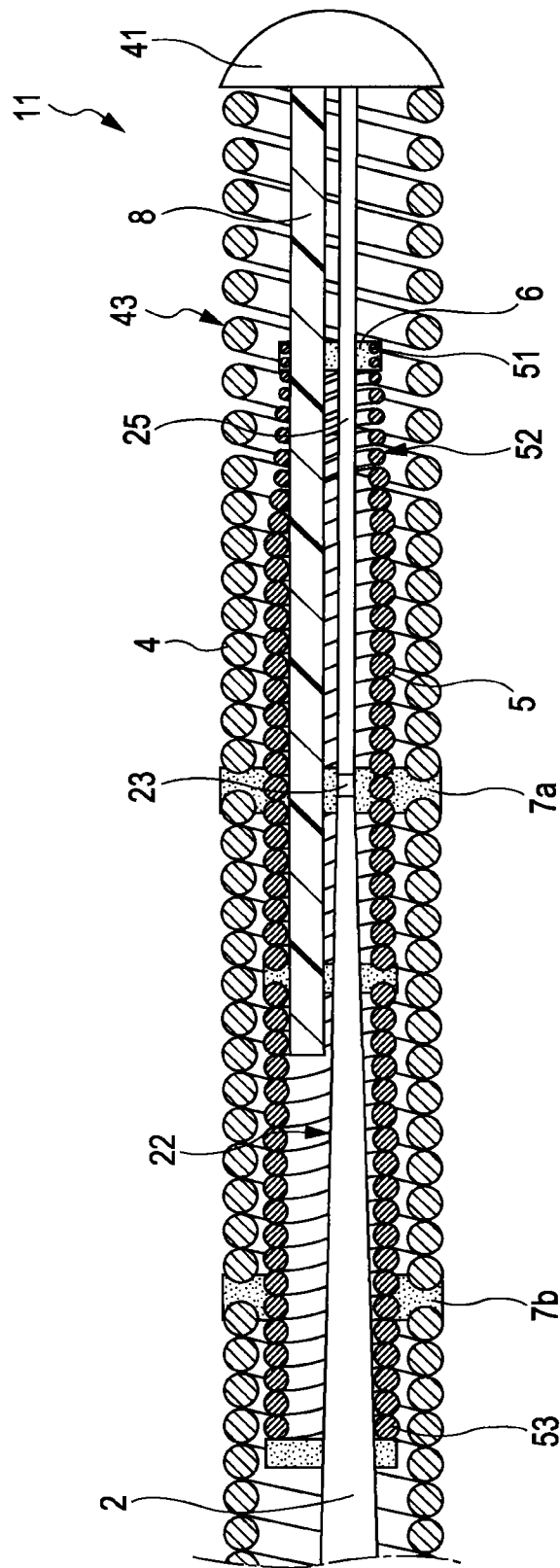


图 7

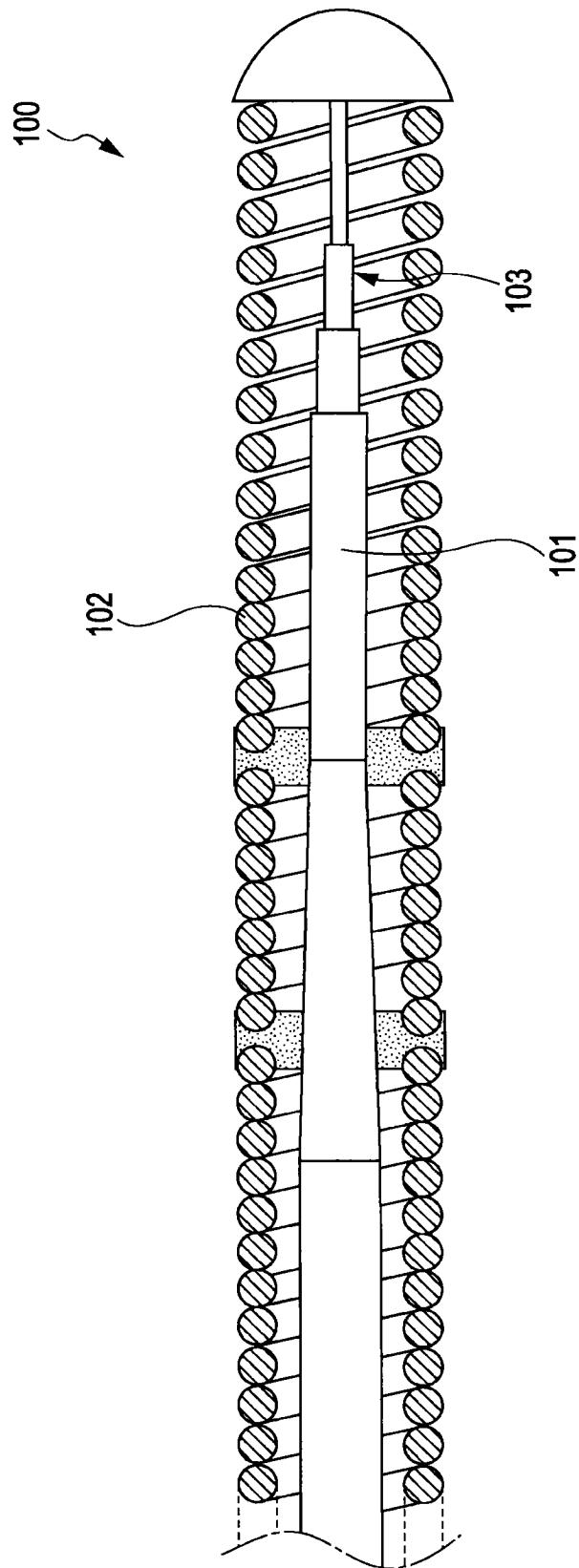


图 8