



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105311729 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 10

(21) 申请号 201510317108. 8

(22) 申请日 2015. 06. 10

(30) 优先权数据

2014-136428 2014. 07. 02 JP

(71) 申请人 朝日英达科株式会社

地址 日本爱知县

(72) 发明人 小池忠裕

(74) 专利代理机构 北京中博世达专利商标代理

有限公司 11274

代理人 申健

(51) Int. Cl.

A61M 25/09(2006. 01)

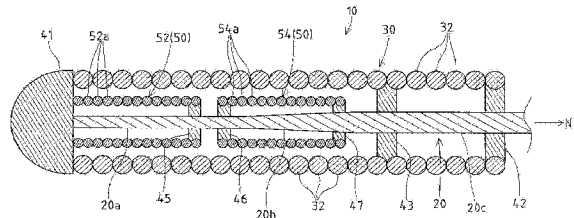
权利要求书1页 说明书8页 附图13页

(54) 发明名称

导丝

(57) 摘要

提供一种导丝,即使在与病变部位碰撞的情况下,也能够抑制过度的折弯,能够稳定地使用。导丝(10)包括:轴(20)、在轴(20)的顶端部缠绕而成的外侧螺旋体(30)、以及在该外侧螺旋体(30)的内侧设置的内侧螺旋体(50)。内侧螺旋体(50)具有:在外侧螺旋体(30)的顶端部内侧配置的第一内侧螺旋部(52)及在该第一内侧螺旋部(52)的基端侧配置的第二内侧螺旋部(54),第一内侧螺旋部(52)的基端侧通过第一接合部(45),且第二内侧螺旋部(54)的顶端侧通过第二接合部(46)各自与轴(20)接合,该第一接合部(45)和第二接合部(46)在长度方向(N)上彼此隔开。



1. 一种导丝, 其特征在于, 包括: 轴、在轴的顶端部缠绕而成的外侧螺旋体、以及在该外侧螺旋体的内侧设置的内侧螺旋体;

所述内侧螺旋体具有: 在所述外侧螺旋体的顶端部内侧配置的第一内侧螺旋部、和在该第一内侧螺旋部的基端侧配置的第二内侧螺旋部;

所述第一内侧螺旋部的基端侧通过第一接合部, 且所述第二内侧螺旋部的顶端侧通过第二接合部各自与所述轴接合;

该第一接合部和第二接合部在长度方向上彼此隔开。

2. 根据权利要求 1 所述的导丝, 其特征在于, 所述外侧螺旋体从顶端侧向基端侧外径变大;

所述第二内侧螺旋部具有比所述第一内侧螺旋部大的外径。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的导丝, 其特征在于, 所述第一内侧螺旋部及所述第二内侧螺旋部由多根编丝缠绕而成。

4. 根据权利要求 1-3 任一项所述的导丝, 其特征在于, 所述外侧螺旋体由多根绞线螺旋状地缠绕而成, 所述绞线由多根编丝绞合而成。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的导丝, 其特征在于, 所述第一内侧螺旋部的基端, 从所述第一接合部向基端侧突出; 所述第二内侧螺旋部的顶端, 从所述第二接合部向顶端侧突出。

6. 根据权利要求 2 所述的导丝, 其特征在于, 所述第一内侧螺旋部和所述外侧螺旋体之间的间隔 t_1 , 与所述第二内侧螺旋部和所述外侧螺旋体之间的间隔 t_2 相同。

导丝

技术领域

[0001] 本发明涉及一种导丝,该导丝被用作以治疗或检查为目的而插入体腔内的医疗器具。

背景技术

[0002] 以往,为进行治疗或检查,使用导管等插入血管、消化管、尿管等管状器官或体内组织,作为引导导管等的导丝,提出了各种方案。

[0003] 例如,在先文献 1 中公开了一种导丝,包括:芯线、在芯线的顶端部外周配置的外侧螺旋体、在该外侧螺旋体内侧设置的内侧螺旋体。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1:日本专利文献特开平 8-317989 号公报

发明内容

[0007] 在此,例如,将在先文献 1 记载的导丝应用于下肢区域的情况下,当顶端部分与硬度较高的病变部位碰撞时,顶端部分极度折弯,在这种状态下,若欲将导丝进一步向内插入,则可能扩大该折弯状态。其结果为,折弯处发生塑性变形,难以通过手工作业使顶端部分的形状复原。即,这种现有的导丝,在关于与病变部位碰撞时抑制过度弯折这一点上,仍存在改善的余地。

[0008] 本发明是鉴于上述情况所做出的,目的在于提供一种导丝,即使在与病变部位碰撞的情况下也能够抑制过度的折弯,并能够稳定地使用。

[0009] 为了解决上述问题,本发明的一方式提供的导丝具有如下特征。

[0010] 本发明的第一方式提供的导丝,包括:轴、在轴的顶端部缠绕而成的外侧螺旋体、以及在该外侧螺旋体的内侧设置的内侧螺旋体;内侧螺旋体具有:在外侧螺旋体的顶端部内侧配置的第一内侧螺旋部、和在该第一内侧螺旋部的基端侧配置的第二内侧螺旋部;第一内侧螺旋部的基端侧通过第一接合部,且第二内侧螺旋部的顶端侧通过第二接合部各自与轴接合;该第一接合部和第二接合部在长度方向上彼此隔开。

[0011] 本发明的第二方式,在第一方式记载的导丝基础上,外侧螺旋体从顶端侧向基端侧外径变大,第二内侧螺旋部具有比第一内侧螺旋部大的外径。

[0012] 本发明的第三方式,在第一方式或第二方式记载的导丝基础上,第一内侧螺旋部及第二内侧螺旋部由多根编丝缠绕而成。

[0013] 本发明的第四方式,在第一方式至第三方式中的任一记载的导丝基础上,外侧螺旋体由多根绞线螺旋状地缠绕而成,绞线由多根编丝绞合而成。

[0014] 第一方式的导丝中的内侧螺旋体,具有第一内侧螺旋部、和在该第一内侧螺旋部的基端侧配置的第二内侧螺旋部,接合第一内侧螺旋部的基端侧的第一接合部,与接合第二内侧螺旋部的顶端侧的第二接合部在长度方向上彼此隔开。

[0015] 通常,在导丝的手持侧施加旋转操作而使外侧螺旋体收紧时,外侧螺旋体以直径缩小的方式向内侧变形,在该变形过度的情况下,将产生邻接的编丝中一编丝搭在另一编丝上的缺陷。因此,为抑制这种外侧螺旋体的过度变形,设置了支撑外侧螺旋体的内侧螺旋体。并且,在本实施方式中,在外侧螺旋体发生向内侧的变形、干扰内侧螺旋体的情况下,由于第一内侧螺旋部和第二内侧螺旋部各自分体设置并彼此隔开,因此,能够防止相互影响。

[0016] 另外,这种导丝的顶端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,该导丝会在顶端部折弯。此时,在本方式中,第一接合部和第二接合部接触并限位,由此能够抑制过度的折弯,防止导丝顶端部的塑性变形。其结果为,即使将导丝插入坚硬的钙化病变部位内,该导丝也能够稳定地使用。

[0017] 第二方式的导丝,具备从顶端侧向基端侧外径变大的外侧螺旋体,第二内侧螺旋部,具有比第一内侧螺旋部大的外径。

[0018] 即,与从顶端侧向基端侧外径变大的外侧螺旋体的形状相对应,在保持有可抑制向其内侧变形的适度间隔而配置的第一内侧螺旋部及第二内侧螺旋部中,第一内侧螺旋部的基端部分和第二内侧螺旋部的顶端部分在与长度方向垂直的方向上彼此隔开,从而切实避免互相的干扰。

[0019] 通过这种手段,例如,在接合第一内侧螺旋部的基端侧之后,接合第二内侧螺旋部的顶端侧时,该第二内侧螺旋部的接合位置(第二内侧螺旋部的顶端侧)不会被第一内侧螺旋部的基端部分所干扰,从而能够高效地进行接合作业。

[0020] 第三方式的导丝,具有由多根编丝缠绕而成的内侧螺旋体。通过这种手段,在接合内侧螺旋体的规定位置时,接合材料将因毛细现象而优先沿长度方向浸透编丝之间的间隙,形成具有足够的体积及刚性的接合部(第一接合部、第二接合部)。

[0021] 因此,导丝的顶端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,该导丝要在顶端部折弯时,通过第一接合部和第二接合部的干扰并切实地相互限位,从而能够有效地抑制过度的折弯,更切实地防止导丝顶端部的塑性变形。

[0022] 第四方式的导丝,具有由多根绞线螺旋状地缠绕而成的外侧螺旋体,且绞线由多根编丝绞合而成。这样的螺旋体,由于编丝之间能够进行微小的相对移动,因此具有自由度且柔软性较高,此外还确保了足够的复原性能。因此,导丝的顶端部与坚硬的钙化病变部位碰撞,假设即使该导丝在顶端部折弯,也能够通过手工作业使其形状容易地复原,使导丝能够继续使用。

[0023] 进一步地,在导丝的手持侧施加旋转力时,编丝之间收紧的同时绞线之间也互相收紧,接触压力增加,紧密性提高。其结果为,转矩传递性能提高,得以确保导丝的良好通过性能。

附图说明

[0024] 图 1 是表示本发明的第一实施方式提供的导丝的部分截面放大图;

[0025] 图 2 是表示本发明的第一实施方式提供的导丝被折弯的状态的部分截面放大图;

[0026] 图 3 是表示本发明的第二实施方式提供的导丝的部分截面放大图;

[0027] 图 4 是表示本发明的第三实施方式提供的导丝的部分截面放大图;

[0028] 图 5 是表示本发明的第四实施方式提供的导丝的部分截面放大图;

- [0029] 图 6 是表示本发明的第五实施方式提供的导丝的部分截面放大图；
- [0030] 图 7 是表示本发明的第六实施方式提供的导丝的部分截面放大图；
- [0031] 图 8 是表示本发明的第七实施方式提供的导丝的部分截面放大图；
- [0032] 图 9 是表示本发明的第七实施方式提供的导丝的内侧螺旋体的立体图；
- [0033] 图 10 是表示本发明的第八实施方式提供的导丝的部分截面放大图；
- [0034] 图 11 是图 10 中的 A-A 截面图；
- [0035] 图 12 是表示本发明的第九实施方式提供的导丝的部分截面放大图；
- [0036] 图 13 是图 12 中的 B-B 截面图。
- [0037] 标记说明：
- [0038] 10, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800 : 导丝
- [0039] 20 : 轴
- [0040] 30, 530, 830 : 外侧螺旋体
- [0041] 50, 450, 650, 750 : 内侧螺旋体
- [0042] 52, 152, 252, 352, 452, 552, 652, 752 : 第一内侧螺旋部
- [0043] 54, 154, 254, 354, 454, 554, 654, 754 : 第二内侧螺旋部
- [0044] 652a, 757a, 757b : 形成第一内侧螺旋部的多条编丝
- [0045] 654a, 757a, 757b : 形成第二内侧螺旋部的多条编丝
- [0046] 857 : 形成外侧螺旋体的绞线
- [0047] N : 长度方向

具体实施方式

[0048] 首先, 基于图面中示出的实施方式, 对本发明的导丝进行说明。

[0049] 第一实施方式

[0050] 图 1 为表示本发明的导丝的第一实施方式的部分截面放大图。在图 1 中, 左侧为插入体内的顶端侧, 右侧为由医师等手术者操作的基端侧。

[0051] 图 1 示出的导丝 10, 例如, 用于交叉法 (Cross Over 法) 的下肢血管治疗。导丝 10 包括: 轴 20、包覆轴 20 的顶端部外周的外侧螺旋体 30、在该外侧螺旋体 30 的内侧设置的内侧螺旋体 50。

[0052] 首先, 对轴 20 进行说明。轴 20 从顶端向基端侧依次具有: 细径部 20a、锥部 20b 及粗径部 20c。细径部 20a 既是轴 20 的最顶端侧的部分, 又是轴 20 中最柔软的部分。该细径部 20a 通过冲压加工形成为平板状。锥部 20b 形成为截面呈圆形的圆锥形状, 向顶端侧直径缩小。粗径部 20c 具有比细径部 20a 大的直径。

[0053] 作为形成轴 20 的材料, 不做特别限定, 例如, 可使用不锈钢 (SUS304)、镍钛合金等超弹性合金、琴钢丝、钴基合金等。

[0054] 然后, 对外侧螺旋体 30 进行说明。本实施方式中的外侧螺旋体 30, 是由编丝 32 螺旋状地缠绕而成的单线螺旋体。并且, 外侧螺旋体 30 的外径在长度方向 N 上基本相同。

[0055] 作为形成外侧螺旋体 30 的材料, 不做特别限定, 可举例如下: 马氏体不锈钢、铁素体不锈钢、奥氏体不锈钢、奥氏体-铁素体双相不锈钢或析出硬化不锈钢等不锈钢, 镍钛合金等超弹性合金, 作为不透 X 射线金属的铂、金、钨、钽、铌或这些金属的合金等。

[0056] 如图 1 所示,外侧螺旋体 30 的顶端,通过顶端侧接合部 41 固定于轴 20 的顶端。另一方面,外侧螺旋体 30 的基端,通过基端侧接合部 42 固定于轴 20。另外,在比基端侧接合部 42 更向顶端侧,比顶端侧接合部 41 更向基端侧的位置,外侧螺旋体 30 的大致中间部,通过中间接合部 43 固定于轴 20。

[0057] 作为形成这些顶端侧接合部 41、基端侧接合部 42 及中间接合部 43 的材料,不做特别限定,可举例如下:锡铅合金、铅银合金、锡银合金、金锡合金等金属焊料。

[0058] 在该外侧螺旋体 30 的内侧,在比上述中间接合部 43 更向顶端侧的位置,设有内侧螺旋体 50。内侧螺旋体 50 包括:在外侧螺旋体 30 的顶端部内侧配置的第一内侧螺旋部 52,及在该第一内侧螺旋部 52 的基端侧配置的第二内侧螺旋部 54。

[0059] 此外,在本实施方式中,第一内侧螺旋部 52 及第二内侧螺旋部 54,分别为编丝 52a、54a 螺旋状地缠绕而成的单线螺旋。并且,第一内侧螺旋部 52 的外径和第二内侧螺旋部 54 的外径基本相同。

[0060] 第一内侧螺旋部 52 的顶端,通过顶端侧接合部 41 固定于轴 20 的顶端。另一方面,第一内侧螺旋部 52 的基端,通过第一接合部 45 固定于轴 20。

[0061] 另外,第二内侧螺旋部 54 的顶端,通过第二接合部 46 固定于轴 20。另一方面,第二内侧螺旋部 54 的基端,通过第三接合部 47 固定于轴 20。

[0062] 此时,接合第一内侧螺旋部 52 的基端的第一接合部 45,及接合第二内侧螺旋部 54 的顶端的第二接合部 46,在长度方向 N 上彼此隔开。

[0063] 在此,通常情况下,在导丝 10 的手持侧施加旋转操作,而使外侧螺旋体 30 收紧时,外侧螺旋体 30 以直径缩小的方式向内侧变形,在该变形过度的情况下,会产生邻接的编丝 32 中一编丝搭在另一编丝上的缺陷。因此,为抑制这种外侧螺旋体的过度变形,设置了支撑外侧螺旋体的内侧螺旋体。并且,在本实施方式中,在外侧螺旋体发生向内侧的变形、干扰内侧螺旋体的情况下,由于第一内侧螺旋部和第二内侧螺旋部各自分体设置彼此隔开,因此,能够防止相互影响。

[0064] 另外,这种导丝 10 的顶端部,例如,在与坚硬的钙化病变部位碰撞时,该导丝 10 将会在顶端部处折弯。此时,在本实施方式的导丝 10 中,如图 2 所示,第一接合部 45 和第二接合部 46 接触并限位,由此能够抑制过度折弯,防止导丝顶端部的塑性变形。其结果为,即使在将导丝 10 插入坚硬的钙化病变部位内的情况下,该导丝 10 也能够稳定地使用。

[0065] 第二实施方式

[0066] 图 3 是表示本发明的导丝的第二实施方式的部分截面放大图。在图 3 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第一实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0067] 在上述第一实施方式中,设有接合第一内侧螺旋部基端的第一接合部、以及接合第二内侧螺旋部顶端的第二接合部。与之相对地,第二实施方式的导丝 100,如图 3 所示,在第一内侧螺旋部 152 的基端侧,设置有接合比其基端 K1 更向顶端侧位置的第一接合部 145,并且,在第二内侧螺旋部 154 的顶端侧,设置有接合比其顶端 S1 更向基端侧位置的第二接合部 146。即,第一内侧螺旋部 152 的基端 K1,从第一接合部 145 向基端侧突出,第二内侧螺旋部 154 的顶端 S1 从第二接合部 146 向顶端侧突出。

[0068] 在具有这样构造的第二实施方式的导丝 100 中,与上述第一实施方式相同,其顶

端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,也能够通过第一接合部 145 和第二接合部 146 的接触、限位,从而抑制过度的折弯,防止导丝顶端部的塑性变形。

[0069] 第三实施方式

[0070] 图 4 是表示本发明的导丝的第三实施方式的部分截面放大图。在图 4 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第一实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0071] 在上述第一实施方式中,第一内侧螺旋部的外径和第二内侧螺旋部的外径大致相同。与之相对地,在第三实施方式的导丝 200 中,使第二内侧螺旋部 254 的外径大于第一内侧螺旋部 252 的外径。并且,第一内侧螺旋部 252 的基端,通过第一接合部 245 固定于轴 20,第二内侧螺旋部 254 的顶端通过第二接合部 246 固定于轴 20。

[0072] 在本实施方式中,与接合第一内侧螺旋部 252 的基端的第一接合部 245 相比,接合第二内侧螺旋部 254 的顶端第二接合部 246 的宽度 h_1 (与长度方向 N 垂直的方向上的高度) 或体积相对较大。通过这种手段,例如,在导丝 200 的顶端部与坚硬的钙化病变部位碰撞,将要折弯的情况下,与上述第一实施方式相比,第二接合部 246 相对第一接合部 245 的接触面积增大,使得第一接合部 245 和第二接合部 246 切实地接触并限位。其结果为,能够抑制导丝 200 的过度折弯,有效防止导丝顶端部的塑性变形。

[0073] 另外,在本实施方式中,由于第二内侧螺旋部 254 的外径大于第一内侧螺旋部 252 的外径,因此,第一内侧螺旋部 252 的基端部分和第二内侧螺旋部 254 的顶端部分,在与长度方向 N 垂直的方向上也彼此隔开,从而切实地避免了互相的干扰。

[0074] 通过上述手段,例如,在接合第一内侧螺旋部 252 的基端侧之后,接合第二内侧螺旋部 254 的顶端侧时,该第二内侧螺旋部 254 的接合位置(第二内侧螺旋部 254 的顶端侧)不会被第一内侧螺旋部 252 的基端部分所干扰,从而能够高效地进行接合作业。

[0075] 第四实施方式

[0076] 图 5 是表示本发明的导丝的第四实施方式的部分截面放大图。在图 5 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第三实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0077] 在上述第三实施方式中,设有接合第一内侧螺旋部的基端的第一接合部、以及接合第二内侧螺旋部的顶端第二接合部。与之相对地,第四实施方式的导丝 300,如图 5 所示,在第一内侧螺旋部 352 的基端侧,设置有接合比其基端 K2 更向顶端侧位置的第一接合部 345,并且,在第二内侧螺旋部 354 的顶端侧,设置有接合比其顶端 S2 更向基端侧位置的第二接合部 346。即,第一内侧螺旋部 352 的基端 K2,从第一接合部 345 向基端侧突出,第二内侧螺旋部 354 的顶端 S2,从第二接合部 346 向顶端侧突出。

[0078] 在具有这样构造的第四实施方式的导丝 300 中,与上述第三实施方式相同,其顶端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,能够通过第一接合部 345 和第二接合部 346 接触并限位,从而抑制过度的折弯,防止导丝顶端部的塑性变形。

[0079] 第五实施方式

[0080] 图 6 是表示本发明的导丝的第五实施方式的部分截面放大图。在图 6 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第一实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0081] 在上述第一实施方式中,内侧螺旋体由第一内侧螺旋部及第二内侧螺旋部两个部件构成。与之相对地,在本实施方式的导丝 400 中,内侧螺旋体 450 从顶端侧开始依次由第一内侧螺旋部 452、第二内侧螺旋部 454 及第三内侧螺旋部 456 三个部件构成。

[0082] 第一内侧螺旋部 452 的基端,通过第一接合部 445 接合于轴 20。第二内侧螺旋部 454 的顶端通过第二接合部 446 接合于轴 20,第二内侧螺旋部 454 的基端通过第三接合部 447 接合于轴 20。并且,第三内侧螺旋部 456 的顶端通过第四接合部 448 接合于轴 20,第三内侧螺旋部 456 的基端通过第五接合部 449 接合于轴 20。此时,接合第一内侧螺旋部 452 的基端的第一接合部 445、和接合第二内侧螺旋部 454 的顶端的第二接合部 446,在长度方向 N 上彼此隔开,另外,接合第二内侧螺旋部 454 的基端的第三接合部 447,和接合第三内侧螺旋部 456 的顶端的第四接合部 448,在长度方向 N 上彼此隔开。

[0083] 通过这种手段,导丝 400 的顶端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞,将要折弯的情况下,除第一接合部 445 和第二接合部 446 之间的限位外,第三接合部 447 和第四接合部 448 之间的限位也能够抑制过度的折弯。其结果为,能够进一步有效地防止导丝顶端部的塑性变形。

[0084] 此外,在本实施方式中,内侧螺旋体由三个部件(内侧螺旋部)形成,但形成该内侧螺旋体的部件的个数并不限定于此,也可为 4 个以上。

[0085] 第六实施方式

[0086] 图 7 是表示本发明的导丝的第六实施方式的部分截面放大图。在图 7 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第一实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0087] 在上述第一实施方式中,采用了在长度方向上外径相同的外侧螺旋体。与之相对地,在本实施方式的导丝 500 中,使用由顶端侧向基端侧外径变大的外侧螺旋体 530。即,本实施方式的外侧螺旋体 530,由顶端侧向基端侧依次具有:第一直线部 532、锥部 534 及比第一直线部 532 具有更大外径的第二直线部 536。

[0088] 通过这种手段,例如,即使是对狭小的狭窄部,也能够容易地插入导丝 500 的顶端部分(第一直线部 532),通过锥部 534 逐渐扩张狭窄部的同时,能够顺畅地向内深入。

[0089] 另外,在本实施方式中,第二内侧螺旋部 554 具有比第一内侧螺旋部 552 大的外径。第一内侧螺旋部 552 和外侧螺旋体 530(第一直线部 532)之间的间隔 t_1 ,与第二内侧螺旋部 554 和外侧螺旋体 530(第二直线部 536)之间的间隔 t_2 大致相同。该间隔 $t_1(t_2)$ 为 5-10 μm ,设定为适度的值,以使外侧螺旋体 530 向收紧的方向拧动时,能够抑制向内侧的变形。

[0090] 并且,在本实施方式中,与由顶端侧向基端侧外径变大的外侧螺旋体 530 的形状相对应,在保持有抑制向其内侧变形的适度间隔 $t_1(t_2)$ 而配置的第一内侧螺旋部 552 及第二内侧螺旋部 554 中,使第一内侧螺旋部 552 的基端和第二内侧螺旋部 554 的顶端,在与长度方向 N 垂直的方向上彼此隔开,从而切实避免互相的干扰。

[0091] 通过上述手段,例如,在接合第一内侧螺旋部 552 的基端侧之后,接合第二内侧螺旋部 554 的顶端侧时,该第二内侧螺旋部 554 的接合位置(第二内侧螺旋部 554 的顶端侧)不会被第一内侧螺旋部 552 的基端部分所干扰,从而能够高效地进行接合作业。

[0092] 另外,在本实施方式中,与接合第一内侧螺旋部 552 的基端的第一接合部 545 相

比,接合第二内侧螺旋部 554 的顶端的第二接合部 546 的宽度 h_2 (与长度方向 N 垂直的方向上的高度) 或体积相对较大。通过这种手段,例如,在导丝 500 的顶端部与坚硬的钙化病变部位碰撞,将要折弯的情况下,与上述第一实施方式相比,第二接合部 546 相对第一接合部 545 的接触面积增大,使得第一接合部 545 和第二接合部 546 切实地接触并限位。其结果为,能够抑制导丝 500 的过度的折弯,有效地防止导丝顶端部的塑性变形。

[0093] 第七实施方式

[0094] 图 8 是表示本发明的导丝的第七实施方式的部分截面放大图。在图 8 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。此外,对于与上述第六实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0095] 在上述第六实施方式中,内侧螺旋体(第一内侧螺旋部、第二内侧螺旋部)由编丝螺旋状地缠绕而成的单线螺旋体形成。与之相对地,在本实施方式的导丝 600 中,采用多根编丝缠绕而成的内侧螺旋体 650 (第一内侧螺旋部 652、第二内侧螺旋部 654)。

[0096] 即,在本实施方式的导丝中,如图 9 所示,使用由多根(本实施方式中为 10 根)编丝 652a (654a) 缠绕而成的中空状的内侧螺旋体(第一内侧螺旋部 652、第二内侧螺旋部 654)。通过这种手段,在接合内侧螺旋体 650 的规定位置时,接合材料因毛细现象而优先沿长度方向浸透编丝 652a (654a) 之间的间隙,形成具有足够的体积及刚性的接合部(第一接合部 645、第二接合部 646)。

[0097] 因此,导丝 600 的顶端部,在例如与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,该导丝 600 要在顶端部折弯时,通过第一接合部 645 和第二接合部 646 的干扰且切实地相互限位,从而能够有效地抑制过度的折弯,更切实地防止导丝顶端部的塑性变形。

[0098] 第八实施方式

[0099] 图 10 是表示本发明的导丝的第八实施方式的部分截面放大图。在图 10 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。本图是导丝的示意性的图示,包含由绞线形成的内侧螺旋体的截面形状,与实际尺寸比例不同。此外,对于与上述第七实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0100] 如图 10 及图 11 所示,本实施方式的导丝 700 中的内侧螺旋体 750 (第一内侧螺旋部 752、第二内侧螺旋部 754),由多根绞线 757 螺旋状地缠绕而成,绞线 757 由多根编丝绞合而成。更具体的,如图 11 所示,第一内侧螺旋部 752 (第二内侧螺旋部 754),由 6 根绞线 757 螺旋状地缠绕而成,绞线 757 由芯线 757a 和包覆芯线 757a 外周而缠绕的 6 根侧线 757b 构成。

[0101] 此外,作为形成第一内侧螺旋部 752 (第二内侧螺旋部 754) 中的芯线 757a 及侧线 757b 的材料,不做特别限定,可举例如下:马氏体不锈钢、铁素体不锈钢、奥氏体不锈钢、奥氏体-铁素体双相不锈钢或析出硬化不锈钢等不锈钢,镍钛合金等超弹性合金,作为不透 X 射线金属的铂、金、钨、钽、铌或这些金属的合金等。

[0102] 如本实施方式,绞线 757 由多根编丝 757a、757b 绞合而成,由多根绞线 757 螺旋状地缠绕而成的内侧螺旋体 750 (第一内侧螺旋部 752、第二内侧螺旋部 754),由于绞线 757 之间紧密接触,因而编丝间的间隙变得更加微小。其结果为,在内侧螺旋体 750 (第一内侧螺旋部 752、第二内侧螺旋部 754) 的规定位置设置接合部 745、746 时,与上述第七实施方式相比,在形成内侧螺旋体 750 (第一内侧螺旋部 752、第二内侧螺旋部 754) 的编丝之间的间

隙处,能够进一步促进沿长度方向 N 上的接合部件(接合部 754、746)的渗透,这样的接合部 745、746 不仅体积增大,刚性也进一步得到提高。

[0103] 因此,导丝 700 的顶端部,例如在与坚硬的钙化病变部位碰撞的情况下,该导丝 700 要在顶端部折弯时,通过第一接合部 745 和第二接合部 746 的干扰并切实地相互限位,从而能够有效地抑制过度的折弯,更进一步切实地防止导丝顶端部的塑性变形。

[0104] 第九实施方式

[0105] 图 12 是表示本发明的导丝的第九实施方式的部分截面放大图。在图 12 中,左侧为插入体内的顶端侧,右侧为医师等手术者操作的基端侧。本图是导丝的示意性的图示,包含由绞线形成的外侧螺旋体的截面形状,与实际尺寸比例不同。此外,对于与上述第六实施方式相同的结构部件,赋予相同标记并省略说明,下面将围绕不同点进行说明。

[0106] 在上述第六实施方式中,采用由编丝螺旋状地缠绕而成的单线螺旋体所形成的外侧螺旋体。与之相对地,本实施方式的导丝 800 中的外侧螺旋体 830,如图 12 所示,由多根绞线 857 螺旋状地缠绕而成,绞线 857 由多根编丝绞合而成。更具体的,如图 13 所示,外侧螺旋体 830 由 6 根绞线 857 螺旋状地缠绕而成,绞线 857 由芯线 857a 和包覆芯线 857a 的外周而缠绕的 6 条侧线 857b 构成。

[0107] 此外,作为形成外侧螺旋体 830 中的芯线 857a 及侧线 857b 的材料,不做特别限定,可举例如下:马氏体不锈钢、铁素体不锈钢、奥氏体不锈钢、奥氏体-铁素体双相不锈钢或析出硬化不锈钢等不锈钢,镍钛合金等超弹性合金,作为不透 X 射线金属的铂、金、钨、钽、铌或这些金属的合金等。

[0108] 如本实施方式,绞线 857 由多根编丝绞合而成,由多根绞线 857 螺旋状地缠绕而成的外侧螺旋体 830,由于编丝 857a、857b 之间能够进行微小的相对移动,因此,在具有自由度且柔软性较高之外,还确保了足够的复原性能。因此,导丝 800 的顶端部,与坚硬的钙化病变部位碰撞,假设即使该导丝 800 在顶端部折弯,也能够通过手工作业使其形状容易地复原,使导丝 800 能够继续使用。

[0109] 进一步地,在导丝 800 的手持侧施加旋转力时,在编丝之间收紧的同时,绞线之间也互相收紧,因此,接触压力增加,紧密性提高。其结果为,转矩传递性能提高,得以确保导丝 800 良好的通过性能。

[0110] 另外,在本实施方式中,虽然记载了应用第六实施方式的导丝的实例,但也可在其他的实施方式中分别采用本构成。在这种情况下,对本实施方式的作用效果不会产生任何影响,同样能够使导丝继续使用,并实现提高转矩传递性能且确保良好的通过性能。

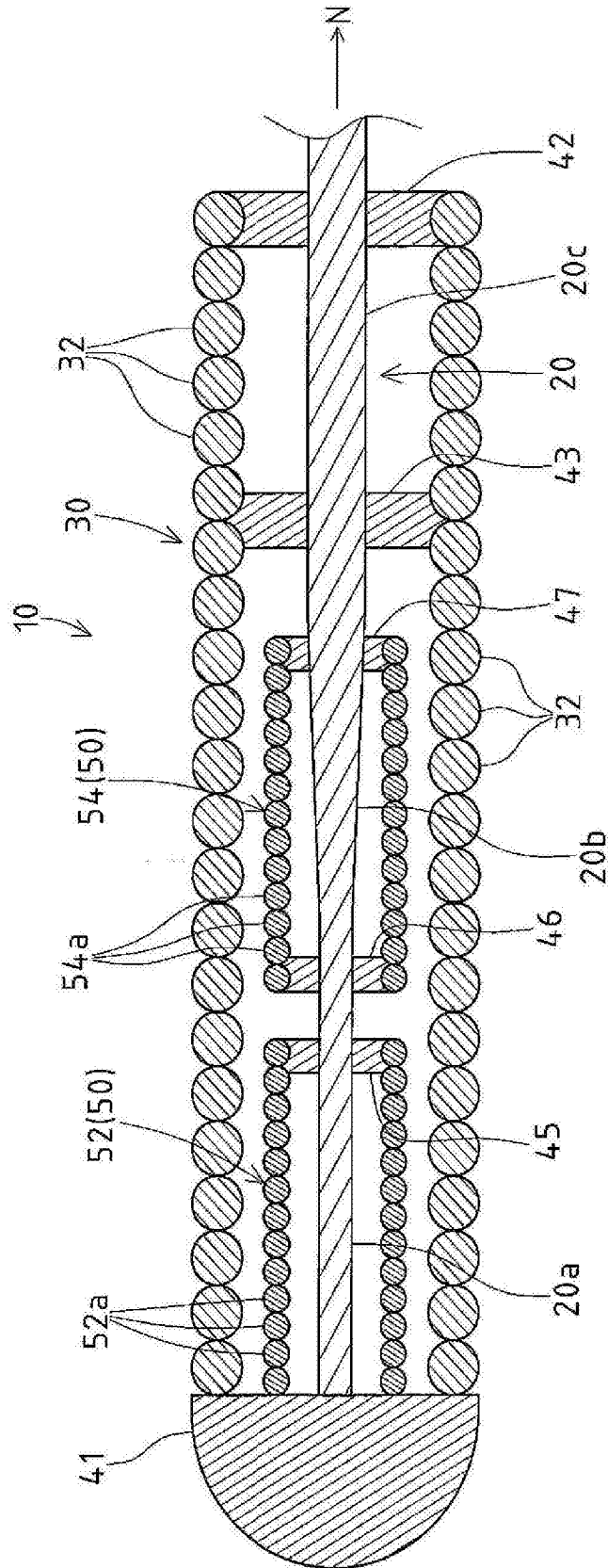


图 1

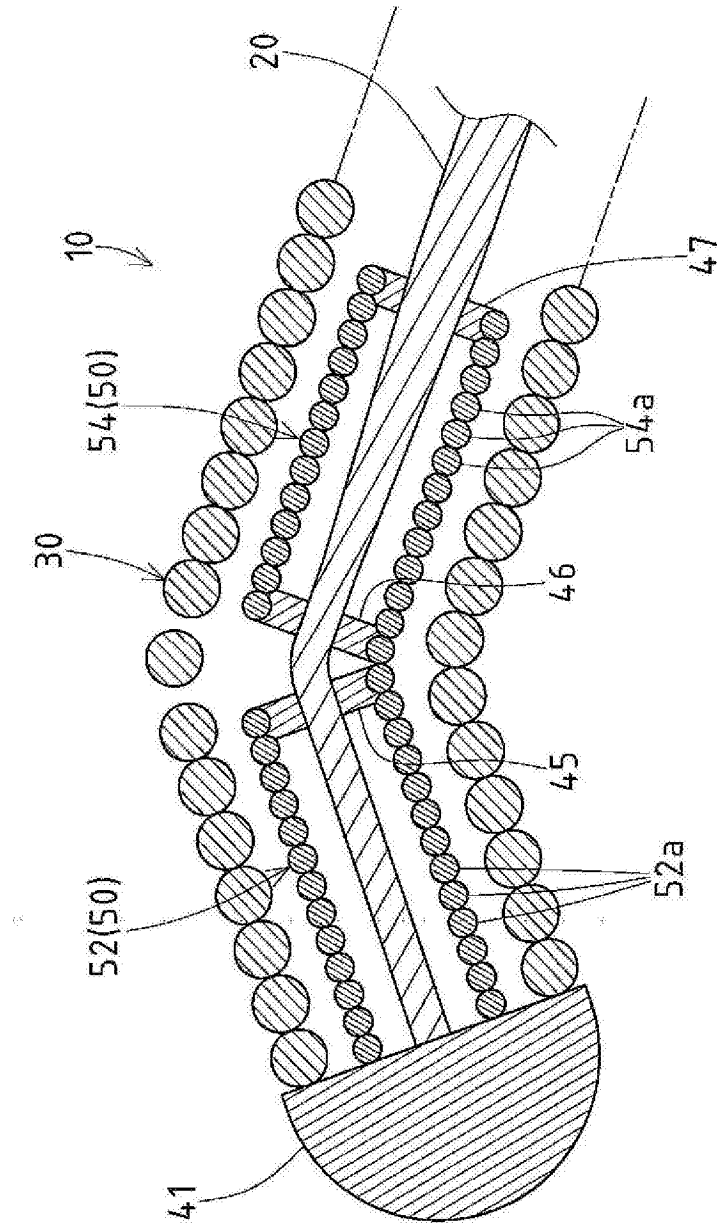


图 2

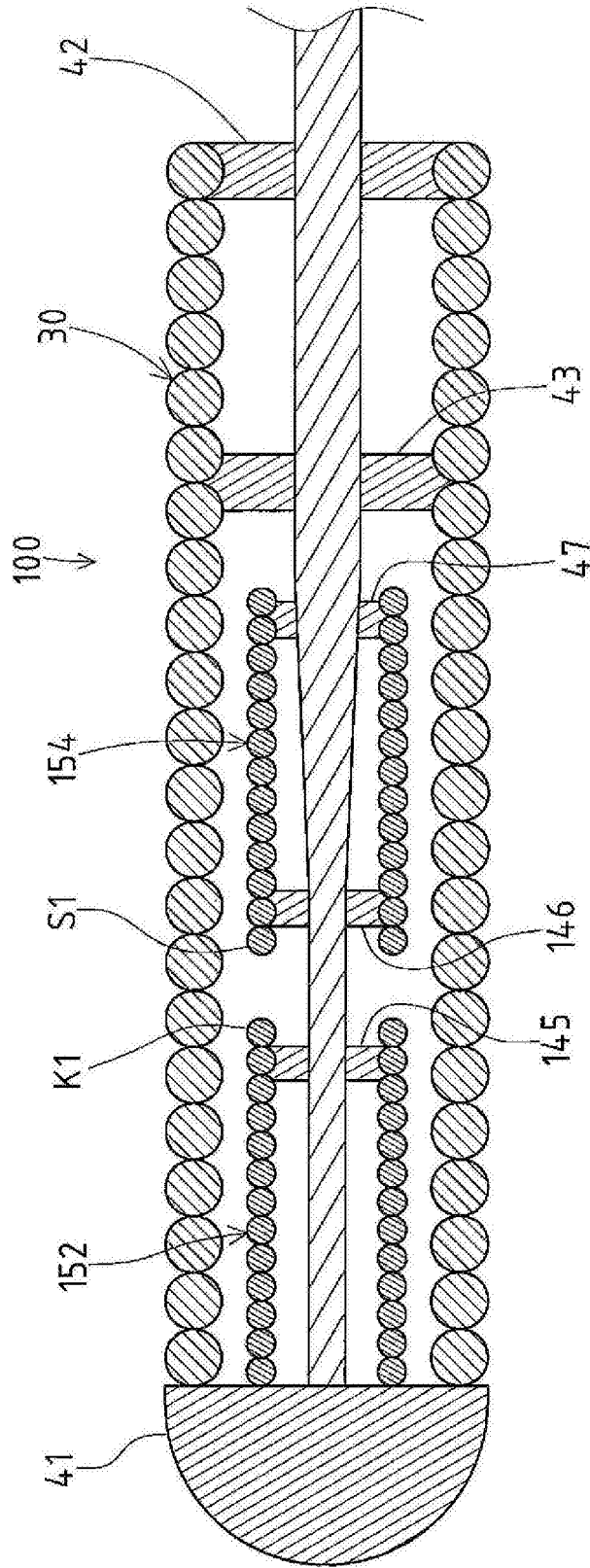


图 3

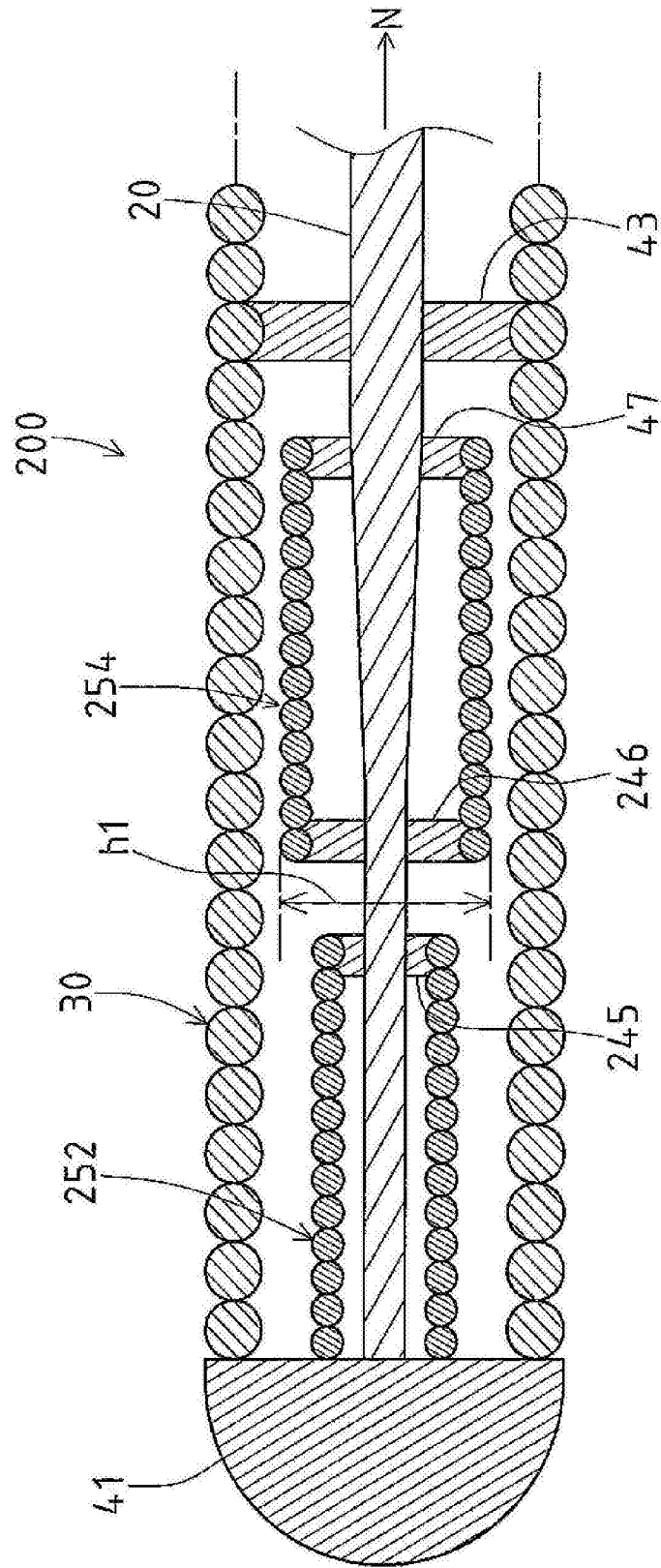


图 4

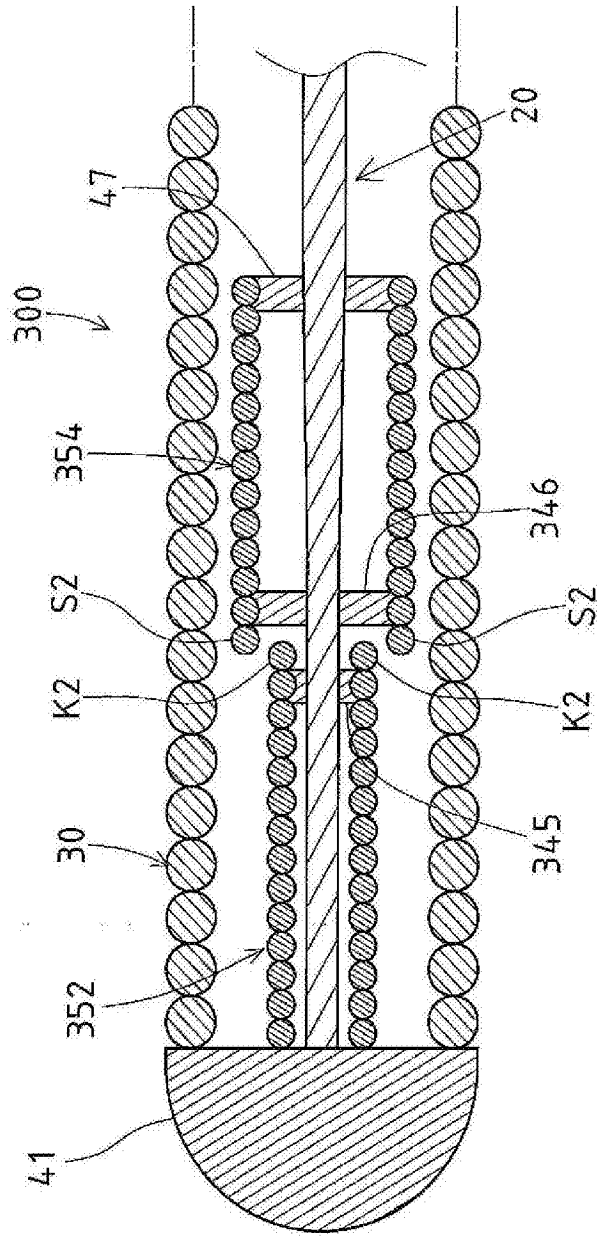


图 5

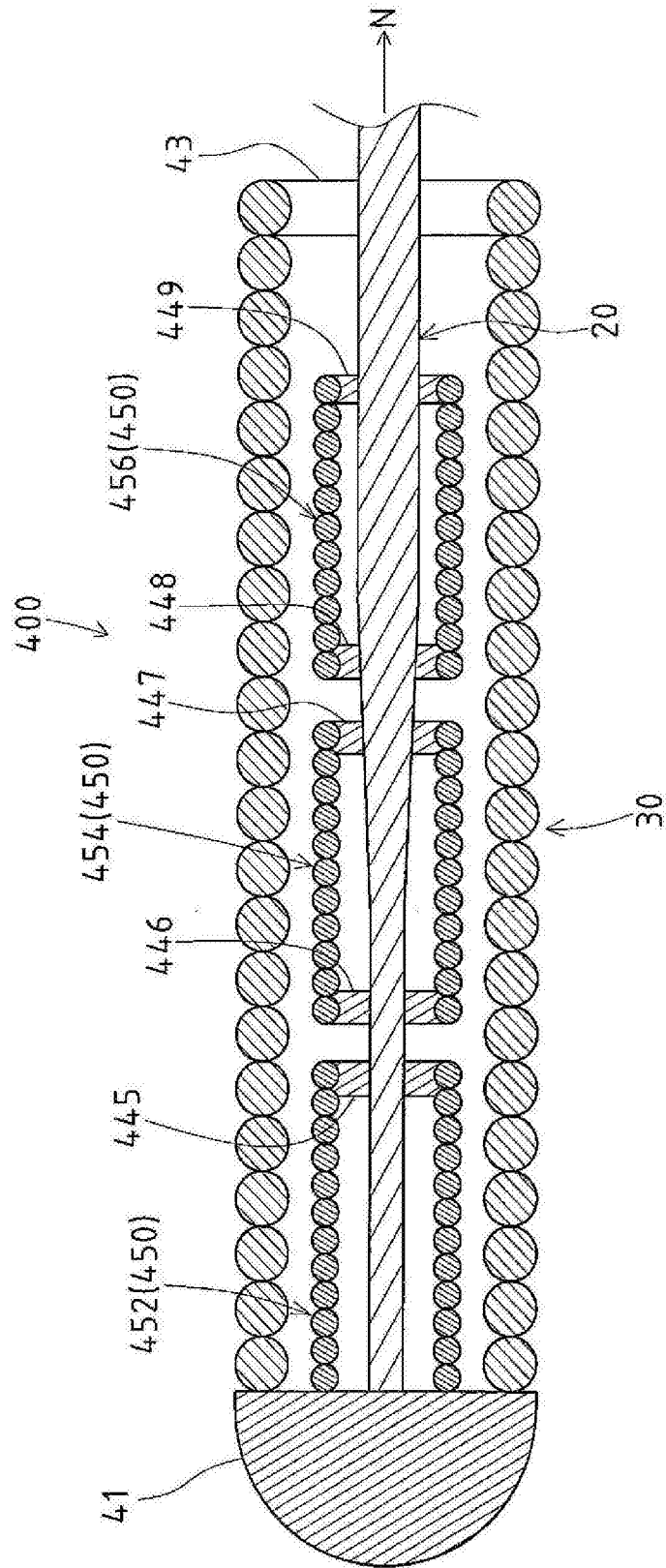


图 6

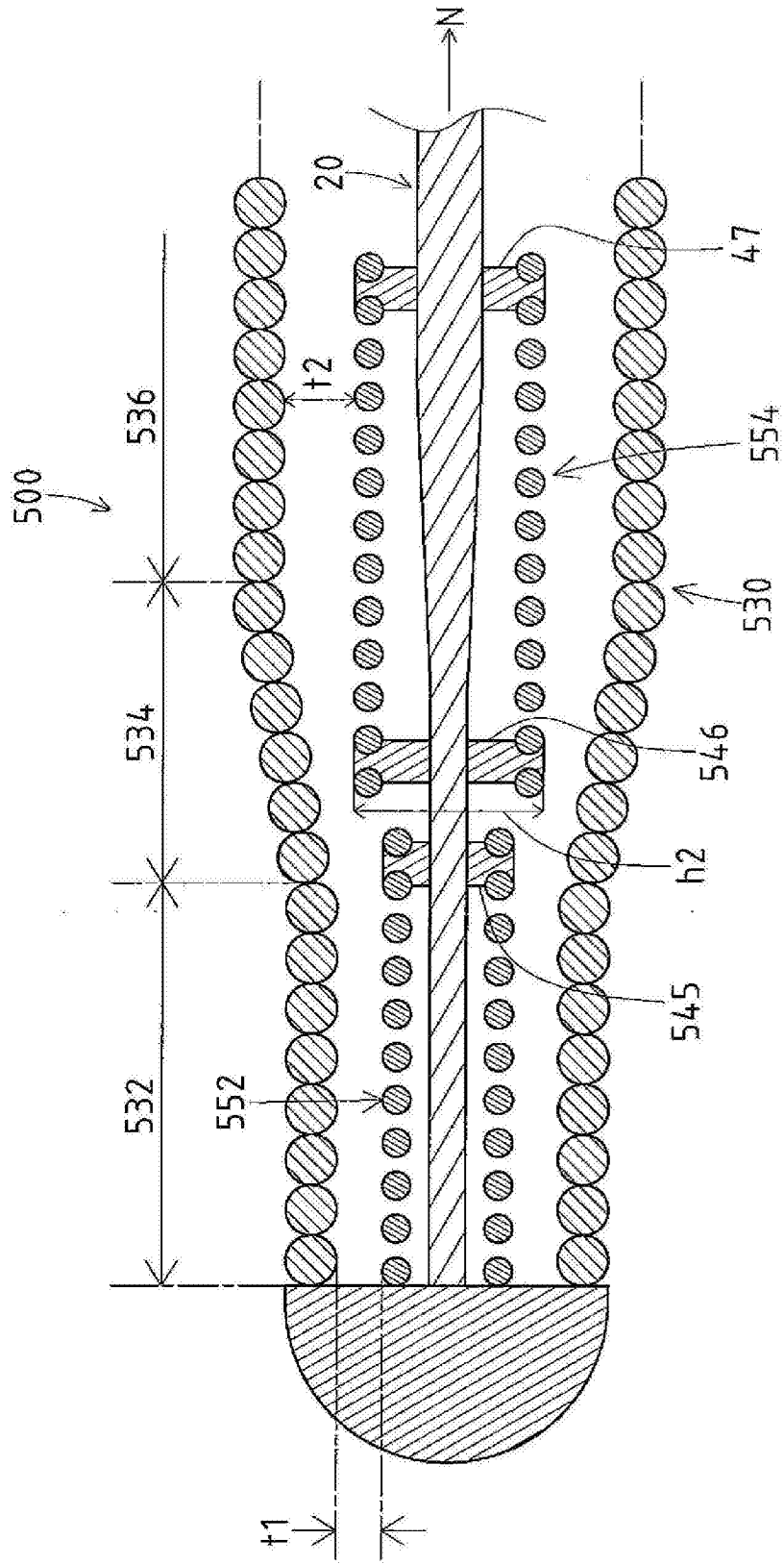


图 7

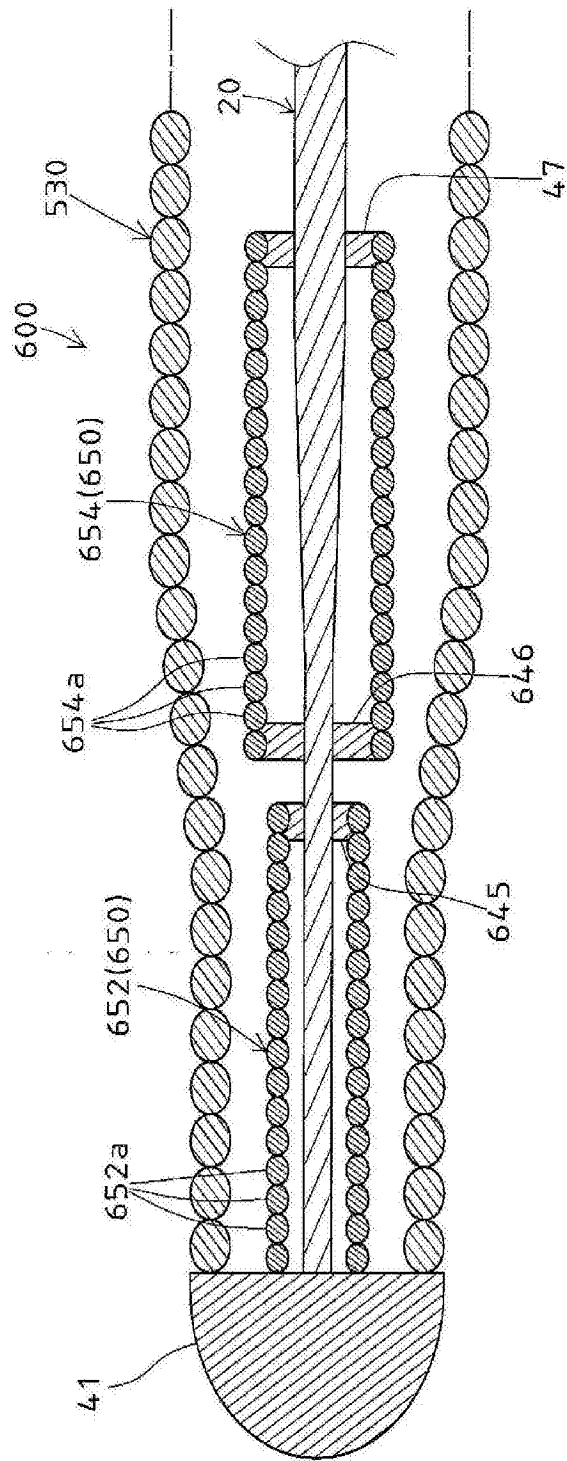


图 8

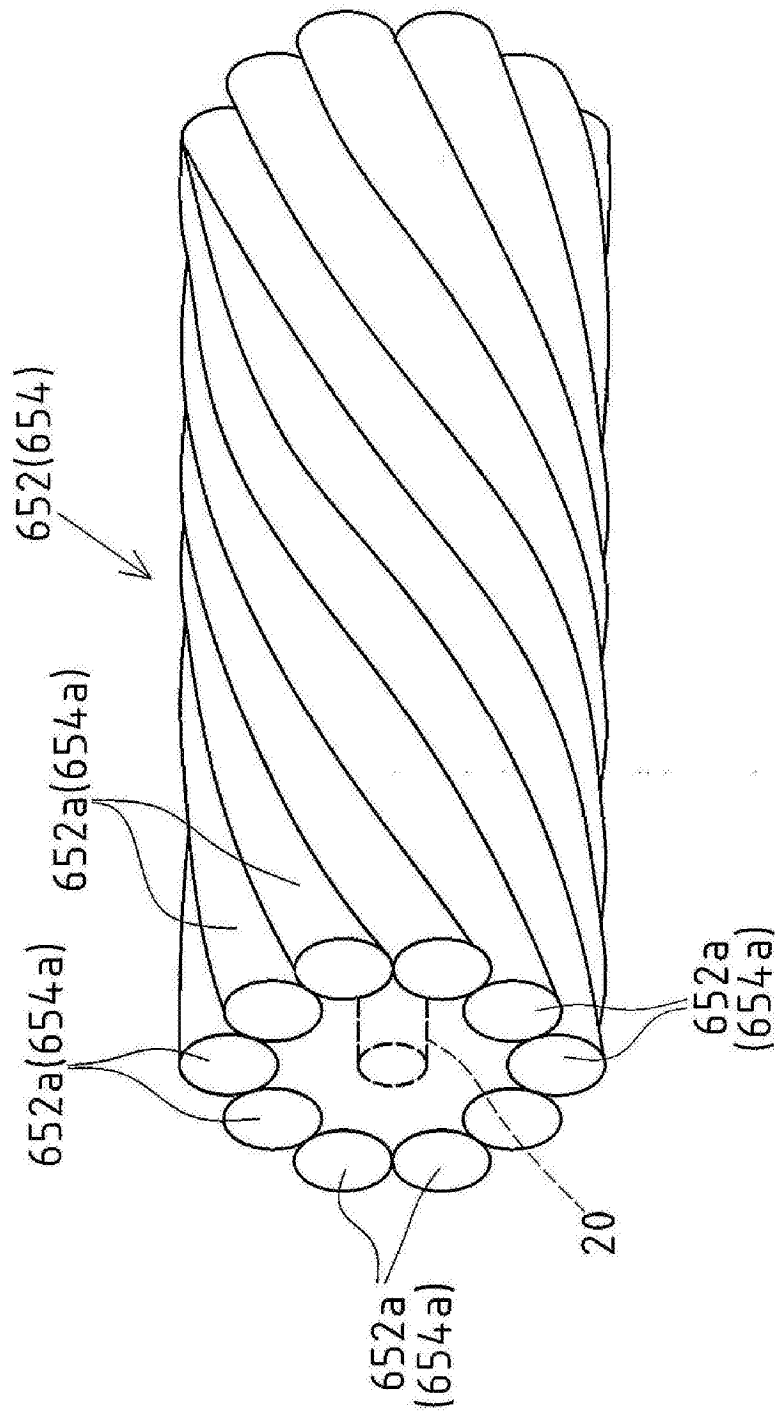


图 9

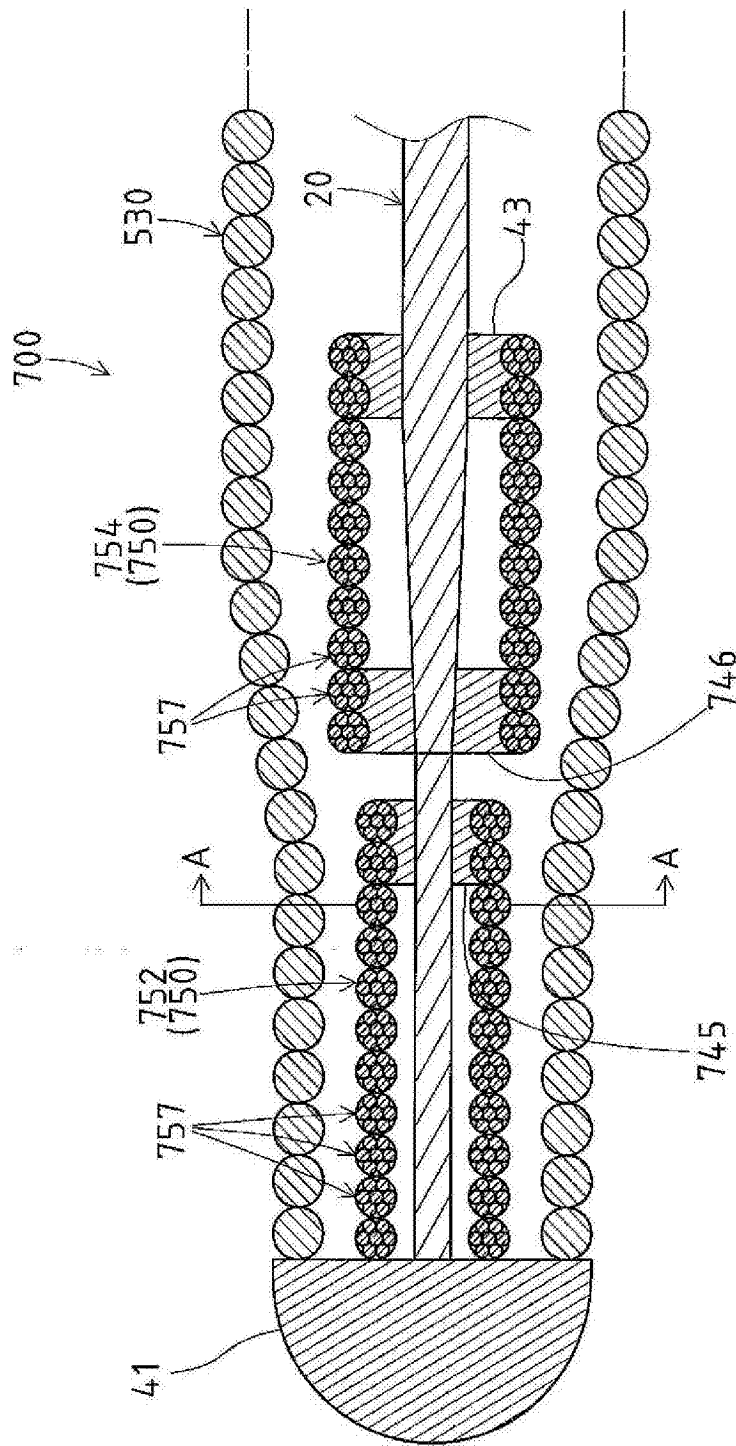


图 10

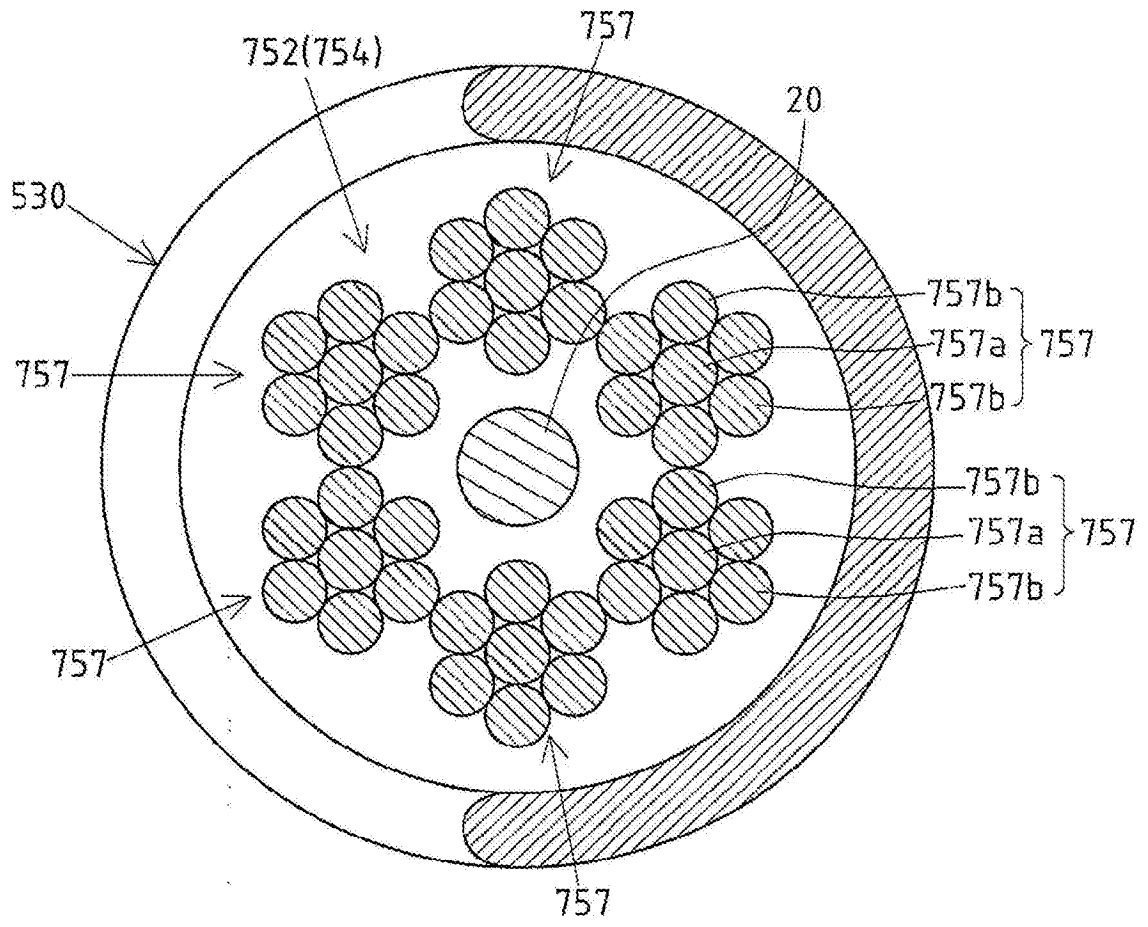


图 11

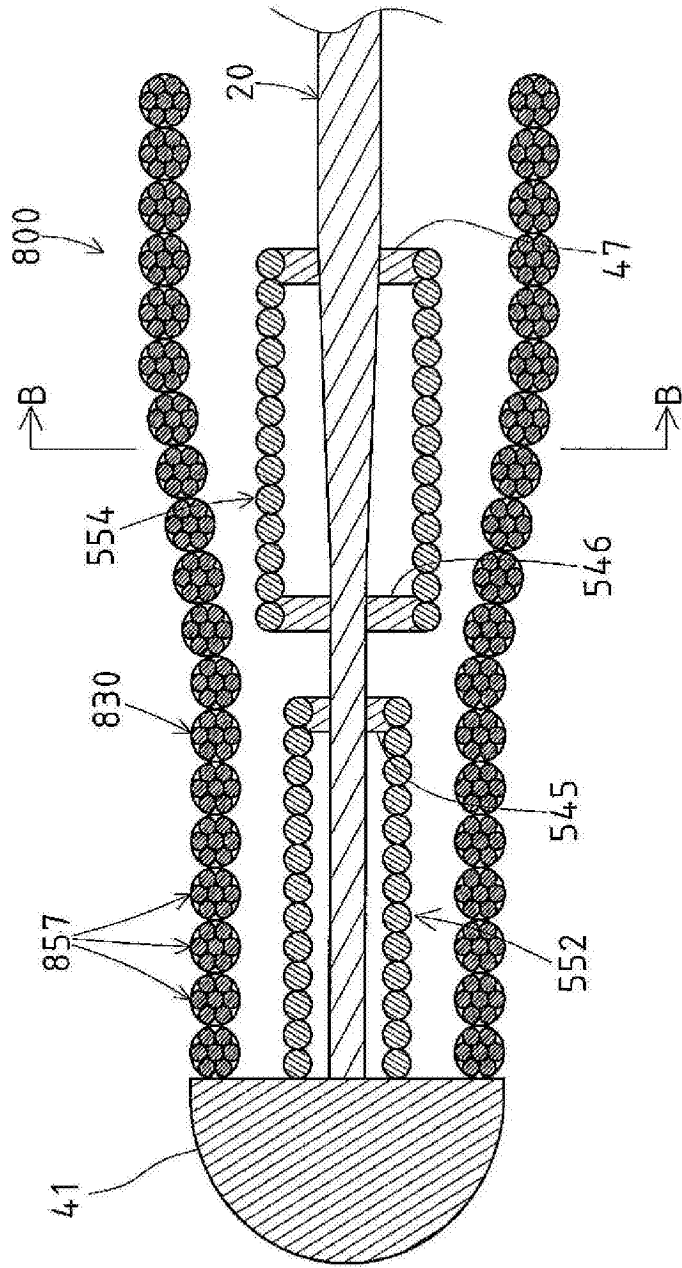


图 12

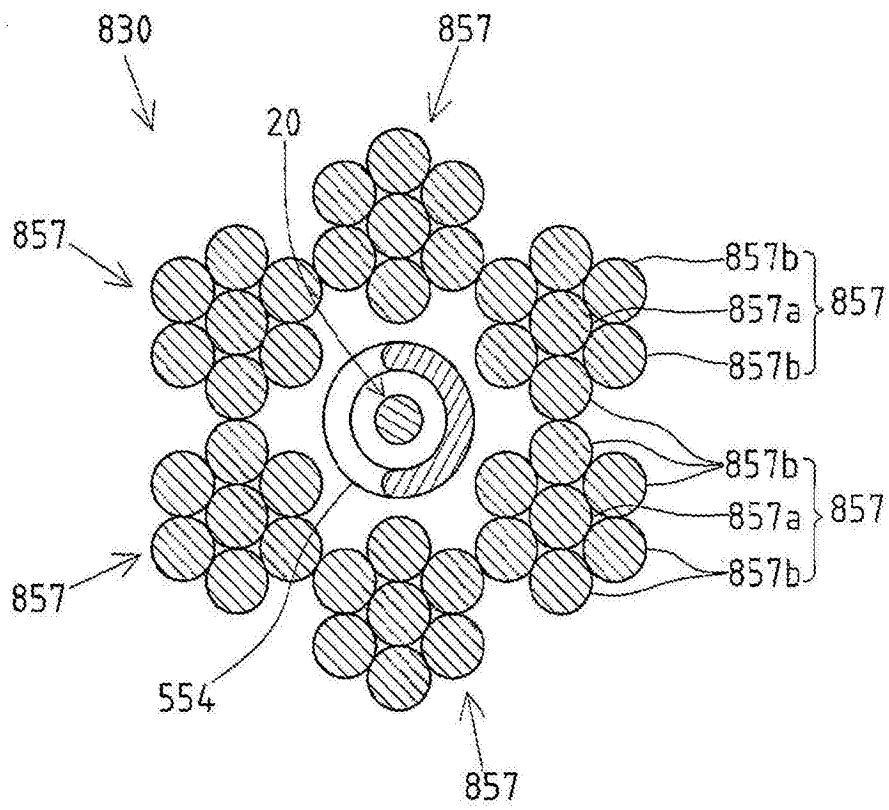


图 13