



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103127599 A

(43) 申请公布日 2013.06.05

(21) 申请号 201210351044.X

(22) 申请日 2012.09.19

(30) 优先权数据

2011-255490 2011.11.22 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 宫田尚彦 竹本博贤

(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)

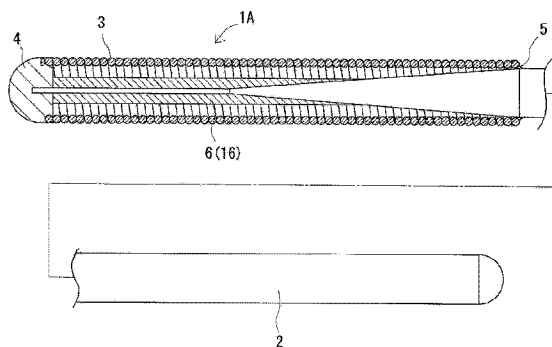
权利要求书1页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

导线

(57) 摘要

本发明提供同时具备顶端部的支撑性的提高及基于柔软性确保的针对末梢部的插入性的提高的导线。导线(1A),其中,包括:芯线(2);覆盖芯线(2)的螺旋体(3);固定芯线(2)的顶端与螺旋体(3)的顶端的最顶端部(4);以及形成在芯线(2)的外周面上的树脂层(6),由于在树脂层(6)的外周面与螺旋体(3)的内周面之间形成间隙,该树脂层(6)与所述螺旋体(3)不接触。



1. 一种导线,其中,
包括:
芯线;
覆盖芯线的至少顶端部的螺旋体;
固定芯线的顶端与螺旋体的顶端的最顶端部;以及
至少在螺旋体的内侧形成在芯线的外周面上的树脂层,
通过在彼此面对的所述树脂层的外周面与所述螺旋体的内周面之间形成间隙,所述树脂层与所述螺旋体彼此不接触。
2. 根据权利要求1所述的导线,其中,
所述树脂层形成在所述芯线的外周面上从所述最顶端部的底端至所述芯线的底端方向。
3. 根据权利要求1或权利要求2所述的导线,其中,
包括:
配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,
所述树脂层至少形成在所述内侧螺旋体的内侧,通过在彼此面对的所述树脂层的外周面与所述内侧螺旋体的内周面之间形成间隙,所述树脂层与所述内侧螺旋体彼此不接触。
4. 根据权利要求1所述的导线,其中,
包括配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,所述树脂层形成在所述内侧螺旋体的底端方向上,
所述内侧螺旋体的顶端固定到所述最顶端部,所述内侧螺旋体的底端与所述树脂层的顶端连续。
5. 根据权利要求1所述的导线,其中,
包括配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,所述树脂层形成在所述内侧螺旋体的底端方向上,
所述内侧螺旋体的顶端从所述最顶端部的底端向底端方向远离,所述内侧螺旋体的底端与所述树脂层的顶端连续。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的导线,其中,
所述树脂层通过被所述芯线插入的树脂制的筒体构成。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的导线,其中,
随着向所述芯线的底端方向,所述树脂层的外径增加。
8. 根据权利要求6所述的导线,其中,
随着向所述芯线的底端方向,构成所述树脂层的筒体的外径逐级增加。

导线

技术领域

[0001] 本发明涉及在医疗用领域中适合使用的导线。

背景技术

[0002] 当在医疗现场中对血管、输尿管、或器官等插入导管或对血管的动脉瘤形成部插入体内留置器具时被使用作为导向装置的医疗用导线已被人们公知。

[0003] 此外,在锥形螺旋体的内部及外部形成树脂的导线也已被人们公知(例如,参照专利文献 1)。另外,芯线与多个螺旋体经由固定部而固定且这多个螺旋体跨固定部的顶端方向和底端方向而存在的双层螺旋体构造的导线已被人们公知(例如,参照专利文献 2)。

[0004] 专利文献 1:日本专利文献特开 2010-268888 号公报;

[0005] 专利文献 2:美国专利第 5345945 号说明书。

发明内容

[0006] 然而,在所述专利文献 1 中,树脂被填充在顶端部的螺旋弹簧内,该树脂部分与最顶端部及螺旋弹簧连接,因此导线的顶端部的扭矩传递性和对气囊导管或支架这样的医疗设备的插入性存在影响的支撑性提高,但是存在如下问题,即:该顶端部的弯曲刚性过高而柔软性不足。如上所述,当顶端部的柔软性降低时,该导线针对末梢部(例如末梢血管)的插入性将会降低。

[0007] 另外,所述专利文献 2 所公开的导线由于具有双层螺旋体构造,因此与该导线中的固定芯线与多个螺旋体而得到的固定部相比,顶端方向的刚性更高,由此扭矩传递性和支撑性提高,但是存在如下问题,即:与该固定部相比,底端方向的刚性在该双层螺旋体构造下不能充分地提高,因此支撑性不充分。

[0008] 因此,本发明是鉴于相关问题而做出的,其目的在于,提供一种导线,其同时具备导线的顶端部的支撑性的提高、及基于柔软性确保的针对末梢部的插入性的提高。

[0009] 本发明的导线包括:芯线;覆盖芯线的至少顶端部的螺旋体;固定芯线的顶端与螺旋体的顶端的最顶端部;以及至少在螺旋体的内侧形成在芯线的外周面上的树脂层,通过在彼此面对的所述树脂层的外周面与所述螺旋体的内周面之间形成间隙,所述树脂层与所述螺旋体彼此不接触。

[0010] 所述构成由于在芯线的至少顶端部的外周面上形成树脂层,在导线的顶端部充分地确保了支撑性。并且,该树脂层由于与覆盖其周围的螺旋体不接触,因此该树脂层与该螺旋体不会彼此限制,允许弯曲或挠曲等变形。因此,在该导线的顶端部弯曲或挠曲的情况下,该树脂层与该螺旋体适当且充分地弯曲或挠曲,由此该顶端部的柔软性得以充分确保,针对末梢部的插入性提高。

[0011] 另外,在所述导线中,优选的是,所述树脂层在所述芯线的外周面上从所述最顶端部的底端至所述芯线的底端方向地形成。

[0012] 针对该构成,树脂层与螺旋体不接触,并且该树脂层与最顶端部连续,因此导线的

顶端部的柔软性不会损失,能够使从导线的最顶端部到树脂层的底端部之间的支撑性提高。

[0013] 另外,在所述导线中可以构成为,包括:配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,所述树脂层至少形成在所述内侧螺旋体的内侧,通过在彼此面对的所述树脂层的外周面与所述内侧螺旋体的内周面之间形成间隙,所述树脂层与所述内侧螺旋体彼此不接触。

[0014] 通过如上述这样设置内侧螺旋体,扭矩传递性和支撑性提高。但是,由于该内侧螺旋体与树脂层以彼此不接触的方式形成,因此导线的顶端部的柔软性不会损失。因此,针对末梢部的插入性得以充分确保。

[0015] 另外,在所述导线中可以构成为,包括配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,所述树脂层形成在所述内侧螺旋体的底端方向上,所述内侧螺旋体的顶端固定到所述最顶端部,所述内侧螺旋体的底端与所述树脂层的顶端连续。但是,在内侧螺旋体的底端与树脂层的顶端连续的构成中包含如下构成:内侧螺旋体的底端与树脂层的顶端直接连续、或者内侧螺旋体的底端经由固定部与树脂层的顶端连续。

[0016] 所述构成被构成为,相对于最顶端部而言树脂层向底端方向远离,并且在该远离的部分上配置内侧螺旋体。通过设置成该构成,确保了该导线的顶端部的支撑性,并且树脂层的顶端与最顶端部之间的柔软性也能够确保,进而能够使针对末梢部的导线的插入性提高。

[0017] 另外,在所述导线中可以构成为,包括配置在所述螺旋体的内侧且覆盖所述芯线的内侧螺旋体,所述树脂层形成在所述内侧螺旋体的底端方向上,所述内侧螺旋体的顶端从所述最顶端部的底端向底端方向远离,所述内侧螺旋体的底端与所述树脂层的顶端连续。但是,在内侧螺旋体的底端与树脂层的顶端连续的构成中包含如下构成:内侧螺旋体的底端与树脂层的顶端直接连续,或者内侧螺旋体的底端经由固定部与树脂层的顶端连续。

[0018] 所述构成由于相对于所述最顶端部而言内侧螺旋体的顶端向底端方向远离,因此确保该导线的顶端部的支撑性,并且能够进一步适当地确保该导线的最顶端部与内侧螺旋体的顶端之间的柔软性,进而能够使针对末梢部的该导线的插入性提高。

[0019] 另外,在所述导线中可以被构成为,所述树脂层通过被所述芯线插入的树脂制的筒体。

[0020] 所述构成仅通过向树脂制的筒体内插入芯线而将该筒体外嵌安装到该芯线,就能够形成所述树脂层。因此,本发明的树脂层可容易地形成在芯线的外周面上。

[0021] 另外,在所述导线中可以构成为,随着向所述芯线的底端方向,所述树脂层的外径增加。

[0022] 通过设置成该构成,所述树脂层的支撑性随着向底端方向而提高。由此,在沿所述导线插入气囊导管和支架这种医疗设备时,这些医疗设备不必勉强即被插入。

[0023] 另外,在所述导线中可以构成为,随着向所述芯线的底端方向,构成所述树脂层的筒体的外径逐级增加。

[0024] 该构成仅通过向所述构成的筒体插入芯线,就能够使所述树脂层的支撑性向底端方向逐级提高。因此,如前述那样的医疗设备的插入性提高。

[0025] 本发明的导线能够同时具备顶端部的支撑性的提高、及基于柔软性确保的针对末

梢部的插入性的提高。

附图说明

- [0026] 图 1 为示出实施例 1 的导线的说明图；
[0027] 图 2 示出树脂制的圆筒体，(a) 为纵截面图、(b) 为 (a) 的 A-A 线截面图；
[0028] 图 3 为示出实施例 2 的导线的说明图；
[0029] 图 4 为示出实施例 3 的导线的说明图；
[0030] 图 5 为示出实施例 4 的导线的说明图；
[0031] 图 6 为示出实施例 5 的导线的说明图；
[0032] 图 7 为示出实施例 6 的导线的说明图。
[0033] 标号说明：
[0034] 1A ~ 1F 导线
[0035] 2 芯线
[0036] 3 螺旋体
[0037] 4 最顶端部
[0038] 6 树脂层
[0039] 9 内侧螺旋体
[0040] 16, 26, 36A ~ 36C 圆筒体（筒体）

具体实施方式

- [0041] 根据附图来说明本发明涉及的导线的实施例 1 ~ 6。
[0042] （实施例 1）
[0043] 如图 1 所示，作为医疗用而被使用的导线 1A 包括芯线 2，该芯线 2 由被设置成顶端侧直径细且底端侧直径粗的细头圆棒形状金属材料形成。
[0044] 另外，在所述芯线 2 的顶端部以覆盖该芯线 2 的方式配置紧密缠绕的螺旋体 3，该螺旋体 3 由金属材料形成。并且，该芯线 2 的顶端与该螺旋体 3 的顶端被固定而形成大致半球体的最顶端部 4。另外，该螺旋体 3 的底端经由第 1 固定部 5 固定在所述芯线 2 上。
[0045] 此外，在所述芯线 2 的至少顶端部的外周面上，在所述螺旋体 3 的内侧形成树脂层 6，该树脂层 6 的顶端与所述最顶端部 4 的底端连接。这里，在彼此面对的该树脂层 6 的外周面与该螺旋体 3 的内周面之间形成有间隙，该树脂层 6 与该螺旋体 3 为彼此不接触的配置。
[0046] 所述树脂层 6 包括如图 2 所示的树脂制的圆筒体 16，其可通过在该圆筒体 16 的筒孔 16a 内插入所述芯线 2 而容易地形成。此外，优选的是，该圆筒体 16 的尺寸形状和筒孔 16a 的尺寸形状对应于该芯线 2 的树脂层形成部位的外观形状。另外，该圆筒体 16 的材料适合使用聚氨酯、聚酰胺、聚酰亚胺或各种弹性体等。特别是，由聚酰亚胺形成的圆筒体 16 弯曲刚性高、并且使其支撑性提高而因此被优选。
[0047] 另外，所述第 1 固定部 5 通过使用公知材料的公知技术（例如，粘结剂、钎焊、或熔接）而构成。
[0048] 所述构成的导线 1A 由于在芯线 2 的外周面上形成有树脂层 6，因此在该导线 1A 的

顶端部处支撑性得以充分确保。此外,该树脂层 6 由于相对于覆盖其周围的螺旋体 3 而言是不接触的,因此,当该导线 1A 弯曲时,该树脂层 6 和该螺旋体 3 彼此不限制地变形。因而,在该导线 1A 的顶端部弯曲或挠曲的情况下树脂层 6 和螺旋体 3 适当且充分地弯曲或挠曲,因此该顶端部的柔软性得以充分确保,针对末梢部的插入性提高。

[0049] 此外,在所述芯线 2 的外周面上,所述树脂层 6 从所述最顶端部 4 的底端形成至该芯线 2 的底端方向,该树脂层 6 与该最顶端部 4 连续地形成,因此在导线 1A 的顶端部的柔软性不损失的状态下,进一步提高了从该导线 1A 的最顶端部 4 到树脂层 6 的底端部之间的支撑性。

[0050] (实施例 2)

[0051] 以下、根据图 3 说明实施例 2 涉及的导线 1B,关于与实施例 1 共同的部分省略说明,在图中标注相同的标号。

[0052] 如图 3 所示,导线 1B 包括:配置在螺旋体 3 的内侧且覆盖芯线 2 的顶端部的内侧螺旋体 9。具体而言,该内侧螺旋体 9 的顶端与最顶端部 4 固定,并且其底端连接到第 2 固定部 7,该第 2 固定部 7 形成在从该最顶端部 4 向底端方向远离的位置上。另外,在该内侧螺旋体 9 的内侧形成树脂层 6,该树脂层 6 的顶端与该最顶端部 4 的底端连接,此外,在彼此面对的该树脂层 6 的外周面与该内侧螺旋体 9 的内周面之间形成间隙,由此该树脂层 6 与该内侧螺旋体 9 彼此不接触。此外,该内侧螺旋体 9 可以通过单螺旋线构成,但是,若基于提高支撑性的观点,则优选的是通过拧合多个螺旋素线而成的多股螺旋线构成。

[0053] 如上所述,当配设了内侧螺旋体 9 时,扭矩传递性和支撑性提高。此外,由于配置使得该内侧螺旋体 9 与该树脂层 6 彼此不接触,因此导线 1B 的顶端部的柔软性不会损失,针对末梢部的插入性也得以充分确保。

[0054] (实施例 3)

[0055] 下面,根据图 4 说明实施例 3 涉及的导线 1C,关于与实施例 1、2 共同的部分省略说明,在图中标注相同的标号。

[0056] 如图 4 所示,导线 1C 包括内侧螺旋体 9,在该内侧螺旋体 9 的底端方向配置有树脂层 6。具体而言,该内侧螺旋体 9 的顶端固定到最顶端部 4,其底端经由形成在树脂层 6 的顶端处的第 2 固定部 7 而与该树脂层 6 的顶端连续。当然,该树脂层 6 的外周面与螺旋体 3 的内周面是不接触的。

[0057] 根据该构成,树脂层 6 相对于最顶端部 4 而言向底端方向远离,且在该远离的部分处配置内侧螺旋体 9,因此确保了该导线 1C 的顶端部的支撑性,并且能够确保该树脂层 6 的顶端与最顶端部 4 之间的柔软性,进而能够使该导线 1C 针对末梢部的插入性提高。

[0058] (实施例 4)

[0059] 下面,根据图 5 说明实施例 4 涉及的导线 1D,关于与实施例 1~3 共同的部分省略说明,在图中标注相同的标号。

[0060] 如图 5 所示,导线 1D 包括内侧螺旋体 9,在该内侧螺旋体 9 的底端方向配置有树脂层 6。另外,该内侧螺旋体 9 的顶端从所述最顶端部 4 的底端向底端方向远离。具体而言,该内侧螺旋体 9 的顶端与第 3 固定部 10 连接,该第 3 固定部 10 形成在从最顶端部 4 向底端方向远离的位置处,该内侧螺旋体 9 的底端经由第 2 固定部 7 与树脂层 6 的顶端连续。

[0061] 即便根据该构成,由于该内侧螺旋体 9 的顶端相对于所述最顶端部 4 而言向底端

方向远离,因此也确保了该导线 1D 的顶端部的支撑性,并且能够进一步适合地确保该导线 1D 的该最顶端部 4 与该内侧螺旋体 9 的顶端之间的柔软性,进而能够使该导线 1D 针对末梢部的插入性提高。

[0062] (实施例 5)

[0063] 下面,根据图 6 说明实施例 5 涉及的导线 1E,关于与实施例 1~4 共同的部分省略说明,在图中标注相同的标号。

[0064] 图 6 所示的导线 1E 的树脂层 6 的外径随着向芯线 2 的底端方向而直径增大。

[0065] 通过设置为该构成,所述树脂层 6 的支撑性随着向底端方向而提高。由此,在沿所述导线 1E 插入气囊导管或支架这种医疗设备时,这些医疗设备不必勉强就能够插入。该树脂层 6 通过随着向底端方向直径增大而成的树脂制的圆筒体 26 来构成很简便,从而其被优选。

[0066] (实施例 6)

[0067] 下面,根据图 7 说明实施例 6 涉及的导线 1F,关于与实施例 1~5 共同的部分省略说明,在图中标注相同的标号。

[0068] 图 7 所示的导线 1F 的树脂层 6 的外径随着向该芯线 2 的底端方向而逐级增大。该树脂层 6 通过彼此外径不同的三个独立的树脂制圆筒体 36A~36C 构成,外径大的圆筒体 36A~36C 依次外嵌安装到芯线 2,由此构成所述树脂层 6。

[0069] 上述构成仅通过在所述圆筒体 36A~36C 中插入芯线 2,就能够容易地形成设置成刚性渐变的树脂层 6。该树脂层 6 通过多个外径不同的圆筒体 36A~36C 构成,但是也可以代替其,通过使外径逐级不同的单一树脂制圆筒体来构成。

[0070] 本发明不限于上述的实施例 1~6,在不脱离本发明主旨的范围内能够进行设计变更或适当组合。例如,所述树脂层 6 可通过如下方式设置,即:在将熔融状态的树脂材料覆盖到芯线 2 的外周面上的基础上使其硬化来形成该树脂层 6。此外,在该情况下,当使内侧螺旋体 9 的底端与树脂层 6 的顶端沿芯线 2 的轴线方向连续时,可以为如下构成,即:该内侧螺旋体 9 的底端突入该树脂层 6 内而在硬化时呈现埋设状态。另外,从生产性的观点而言,实施例 3~6 中的内侧螺旋体 9 的底端经由第 2 固定部 7 与树脂层 6 的顶端连续,但是,可以不经由第 2 固定部 7,而是设置成使内侧螺旋体 9 的底端直接与树脂层 6 的顶端抵接等来使它们彼此连续。此外,在实施例 3~6 中,优选的是,内侧螺旋体 9 的螺旋外径设为树脂层 6 的最大外径以下。通过设置成上述构成,当使导线 1C~1F 弯曲时,能够防止位于树脂层 6 的顶端方向的内侧螺旋体 9 与螺旋体 3 干扰,进而能够充分地确保该导线 1C~1F 的顶端部的柔软性。另外,在实施例 4~6 中,可以构成为不设置内侧螺旋体 9。

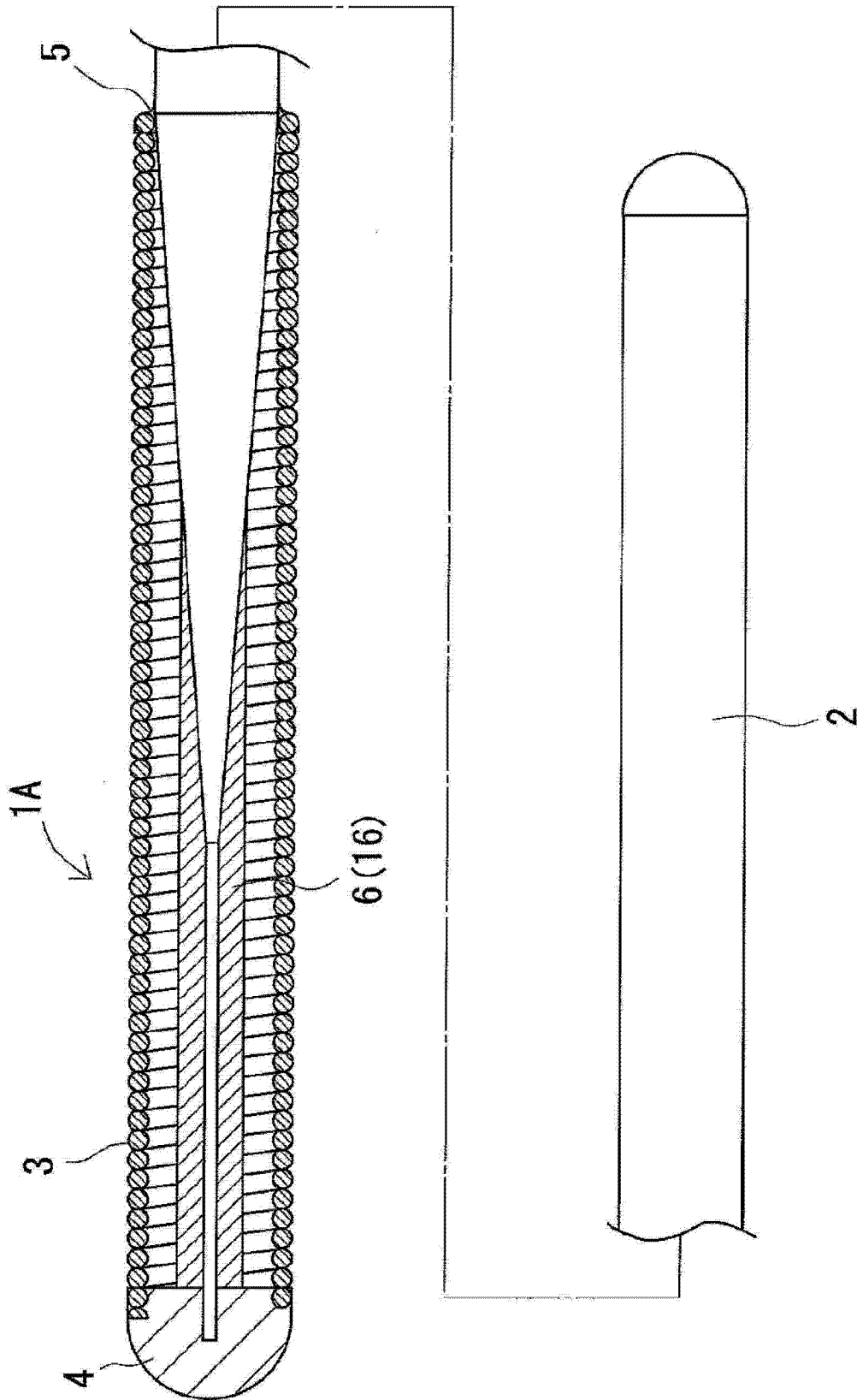


图 1

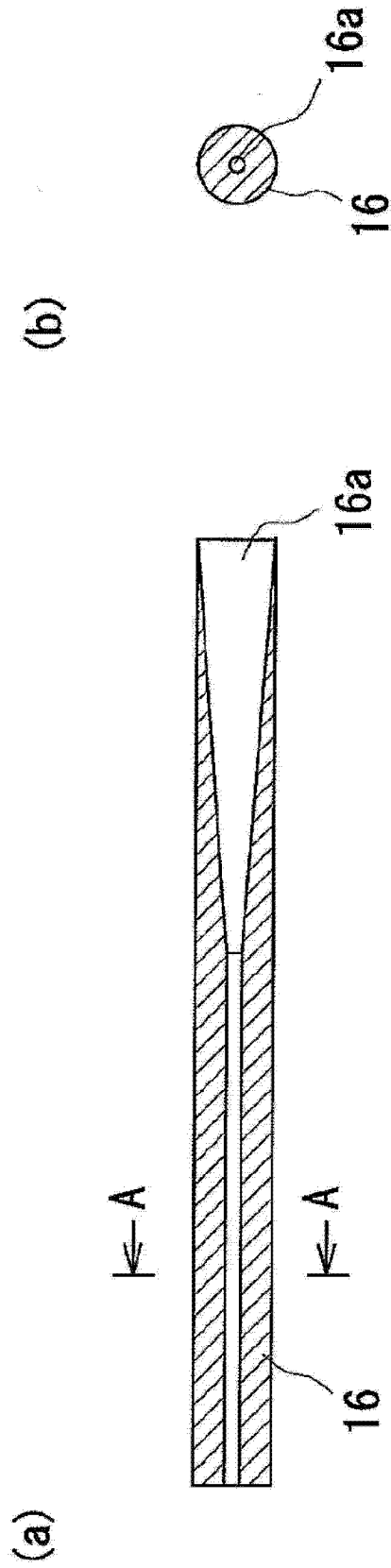


图 2

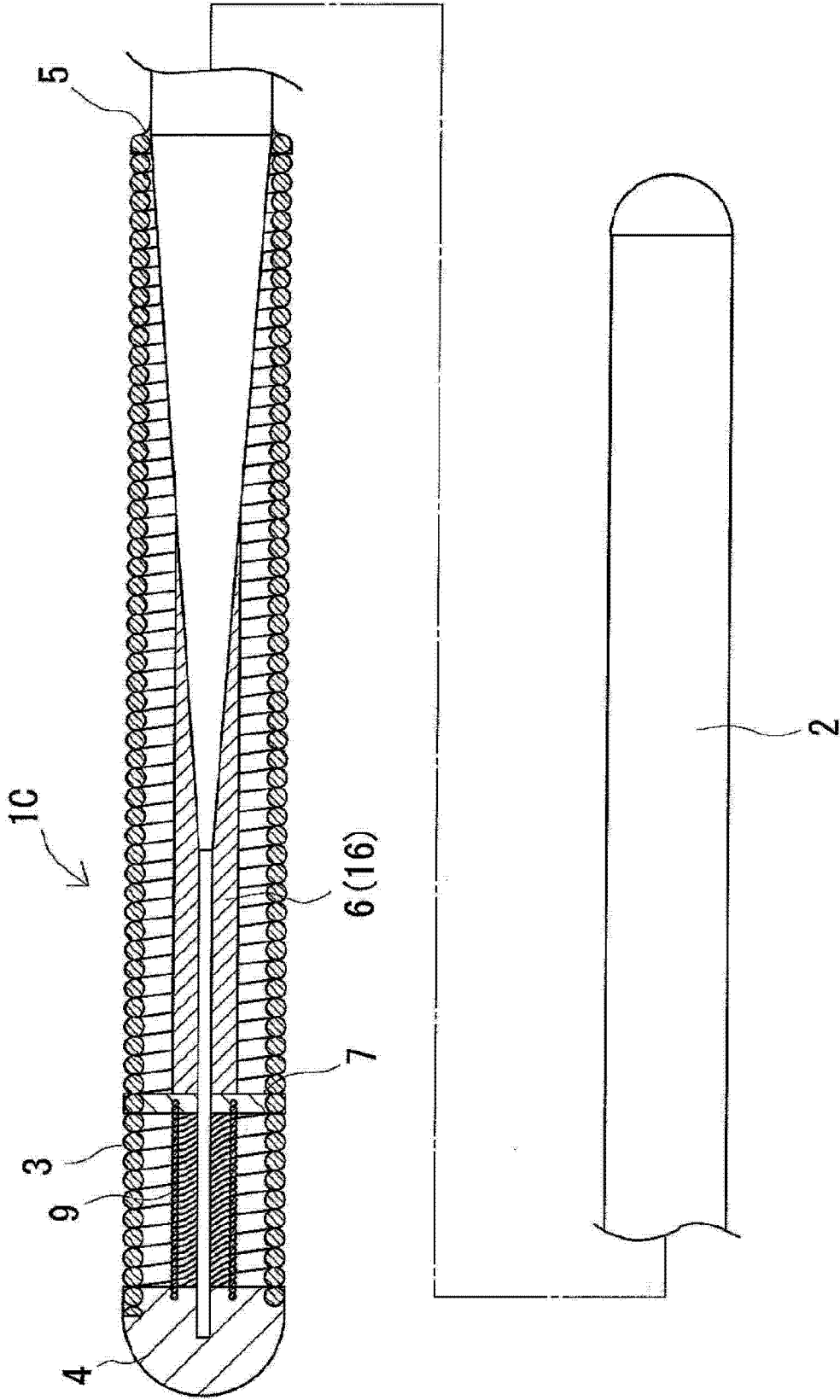


图 4

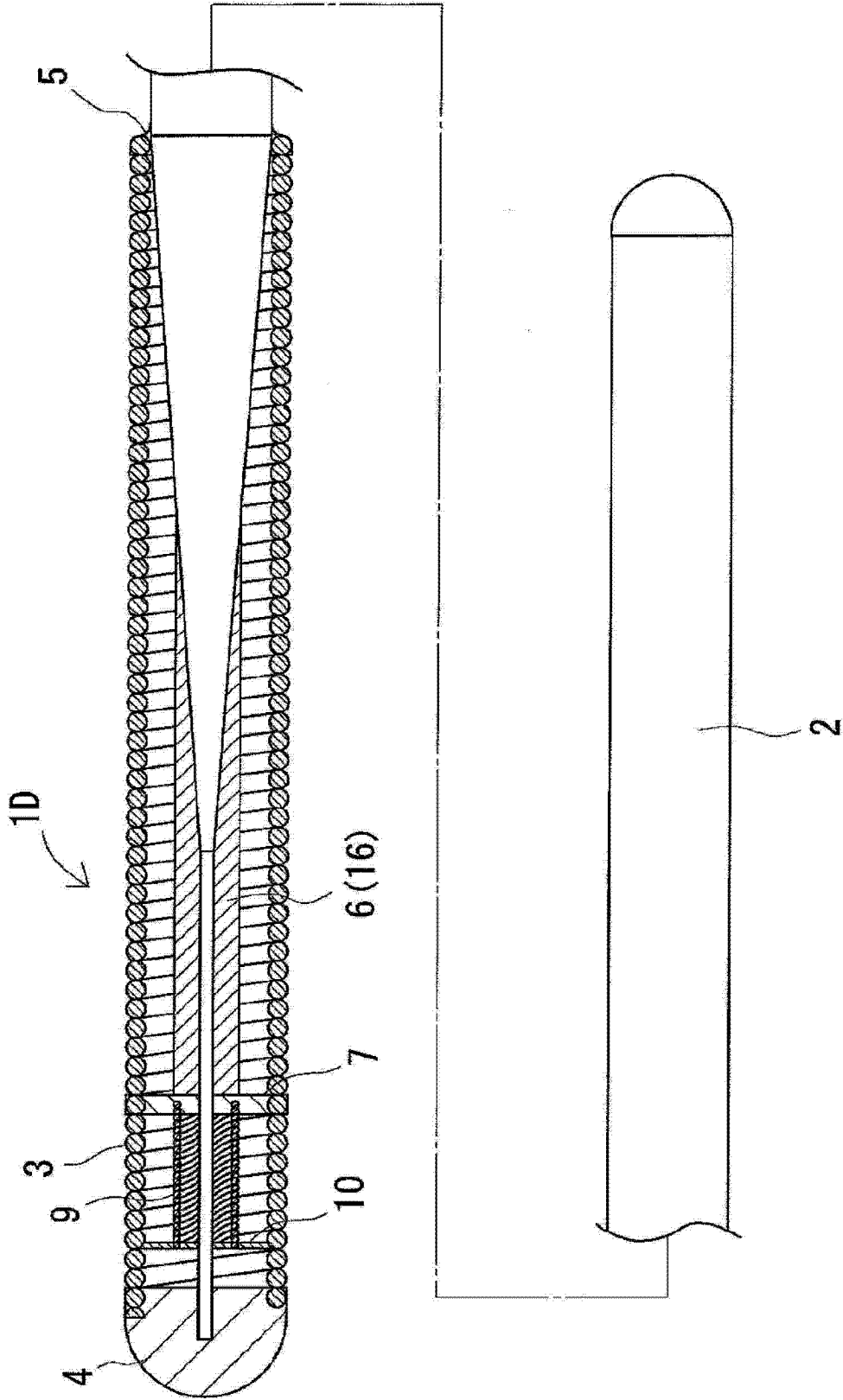


图 5

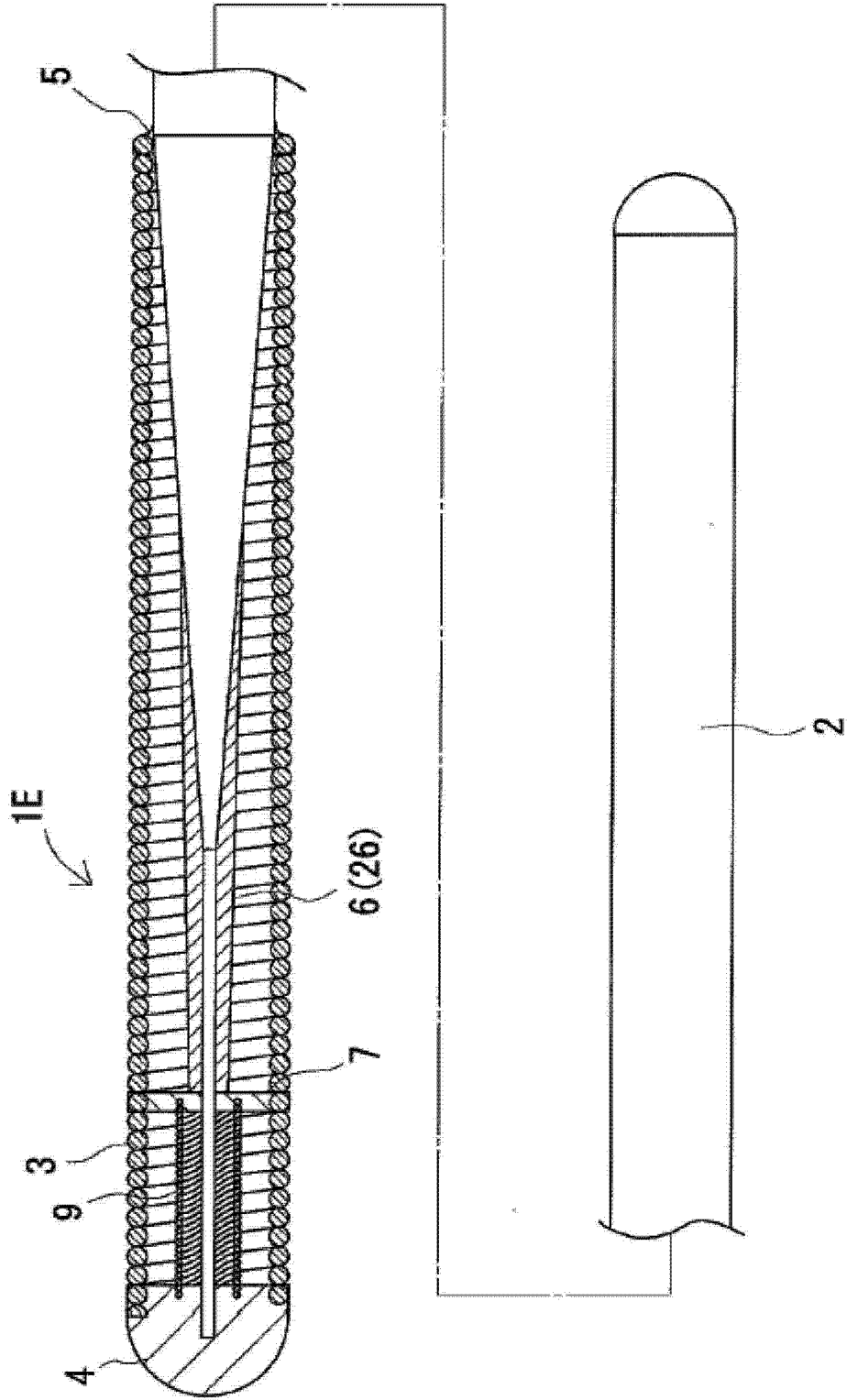


图 6

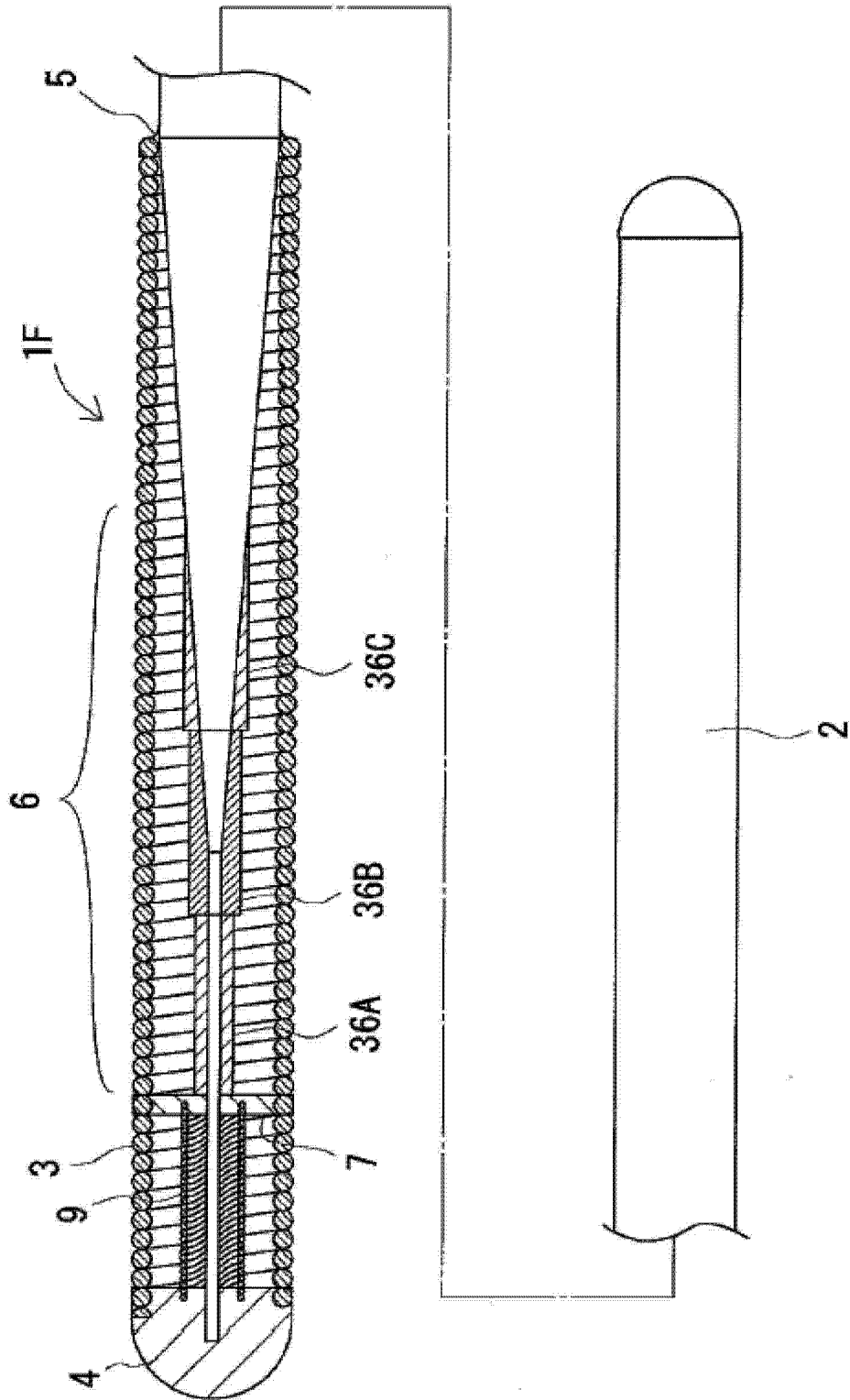


图 7