



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103301553 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 18

(21) 申请号 201310165105. 8

(22) 申请日 2013. 02. 28

(30) 优先权数据

13/407, 182 2012. 02. 28 US

(71) 申请人 科维蒂恩有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 A·埃斯库里

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张涛

(51) Int. Cl.

A61M 25/09 (2006. 01)

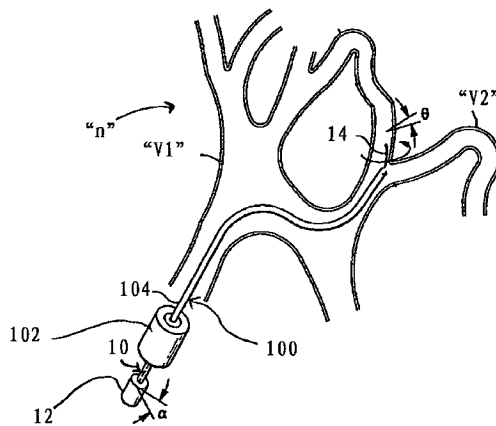
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

血管内导丝

(57) 摘要

本发明公开一种在医疗手术中使用的导丝，所述导丝包括细长的引导构件，所述引导构件的尺寸被设计成插入对象的身体血管内。引导构件限定纵向轴线并具有尾端段和前端段。前端段相对于尾端段的横截面尺寸具有减小的横截面尺寸。前端段包括第一芯部元件和第二芯部元件，所述第一芯部元件包括第一材料，所述第二芯部元件包括不同于第一材料的第二材料并位于第一芯部元件的前面。第一芯部元件的第一材料相对于第二芯部元件的第二材料的刚性具有更大的刚性，从而有利于使前端段行进以及对前端部施加扭转，而同时最小化变形。第一芯部元件的第一材料可包括镍-钴-铬合金或可替代的为不锈钢。第二芯部元件的第二材料可包括镍-钛或其合金。



1. 一种在医疗手术中使用的导丝,所述导丝包括:

细长的引导构件,所述引导构件的尺寸被设计成插入对象的身体血管内,引导构件限定纵向轴线并具有尾端段和前端段,前端段相对于尾端段的横截面尺寸具有减小的横截面尺寸,前端段包括第一芯部元件和第二芯部元件,所述第一芯部元件包括第一材料,所述第二芯部元件包括不同于第一材料的第二材料并位于第一芯部元件的前面,第一芯部元件的第一材料相对于第二芯部元件的第二材料的刚性具有更大的刚性,从而有利于使前端段行进以及对前端部施加扭转,而同时最小化变形。

2. 根据权利要求 1 所述的导丝,其中第一芯部元件的第一材料包括镍-钴-铬合金。

3. 根据权利要求 2 所述的导丝,其中第一芯部元件的第一材料包括不锈钢。

4. 根据权利要求 2 所述的导丝,其中第二芯部元件的第二材料包括镍-钛或其合金。

5. 根据权利要求 4 所述的导丝,其中第一芯部元件直接连接到第二芯部元件。

6. 根据权利要求 5 所述的导丝,其中第一芯部元件通过焊接工艺连接到第二芯部元件,焊接工艺没有任何填料材料。

7. 根据权利要求 1 所述的导丝,所述导丝包括线圈构件,所述线圈构件绕引导构件同轴地安装并且尺寸设计为纵向延伸成至少部分地围绕第一芯部元件和第二芯部元件。

8. 根据权利要求 7 所述的导丝,其中线圈构件包括第一线圈段和位于第一线圈段前面的第二线圈段。

9. 根据权利要求 8 所述的导丝,其中第一线圈段包括第一线圈材料,以及第二线圈段包括不同于第一线圈材料的第二线圈材料。

10. 根据权利要求 8 所述的导丝,其中第一线圈段具有第一扭转强度,以及第二线圈段具有比第一扭转强度大的第二扭转强度。

11. 根据权利要求 1 所述的导丝,其中前端段包括相对于纵向轴线倾斜布置的至少两个渐缩段。

12. 根据权利要求 11 所述的导丝,其中前端段从前侧到尾侧包括:

最远段;

从第一最远段延伸并与之相连的第一渐缩段;

从第一渐缩段延伸并与之相连的第一基本圆形段;

从第一基本圆形段延伸并与之相连的第二渐缩段;以及

从第二渐缩段延伸并与之相连的第二基本圆形段。

13. 根据权利要求 12 所述的导丝,其中第一芯部元件在第二基本圆形段内连接到第二芯部元件。

14. 根据权利要求 12 所述的导丝,其中第一芯部元件在第三基本圆形段内连接到第二芯部元件。

15. 根据权利要求 12 所述的导丝,其中最远段限定多边形截面或圆形截面中的一种。

16. 根据权利要求 12 所述的导丝,其中通过使最远段在约 500 度至约 525 度加热一段持续时间来将最远段热定型为预定的构造。

17. 根据权利要求 16 所述的导丝,其中预定的构造为大体上弧形的。

18. 根据权利要求 1 所述的导丝,所述导丝包括安装在前端段的至少大部分上的套筒。

19. 根据权利要求 18 所述的导丝,其中套筒包括聚氨酯和钨材料。

20. 根据权利要求 18 所述的导丝,其中套筒限定弧形的远侧末端。

## 血管内导丝

### 技术领域

[0001] 本发明大体涉及一种血管内装置,并且具体涉及一种帮助在例如神经血管空间内放置血管内装置的血管内导丝,从而促进神经血管诊断和/或治疗过程。

### 背景技术

[0002] 血管内导丝在推进穿过曲折血管系统而没有不期望的变形或打结的有效性取决于许多因素及设计考虑。这些因素尤其包括导丝的制造材料、导丝尺寸及使用目的。通常,在提供所需的扭转强度、横向强度、拉伸强度和/或断裂强度上必须实现平衡,从而在曲折血管系统内能够容易并精确进行控制和操控。由于穿过神经血管空间的狭窄远程位置所需的相对小的直径,用于神经血管血管内手术的导丝面临其他的挑战。

### 发明内容

[0003] 因此,本发明涉及一种导丝,所述导丝能够进入包括神经血管的血管系统的远侧区域,同时具有足够的扭转和横向刚度,以使得能够操纵导丝穿过曲折的区域。还期望的是导丝的远端具有改进的拉伸和扭转整体,以及具有在任何方向容易弯曲的能力。

[0004] 依据本发明的一个实施例,一种在医疗手术中使用的导丝,所述导丝包括细长的引导构件,所述引导构件的尺寸被设计成插入对象的身体血管内。引导构件限定纵向轴线并具有尾端段和前端段。前端段相对于尾端段的横截面尺寸具有减小的横截面尺寸。前端段包括第一芯部元件和第二芯部元件,所述第一芯部元件包括第一材料,所述第二芯部元件包括不同于第一材料的第二材料并位于第一芯部元件的前面。第一芯部元件的第一材料相对于第二芯部元件的第二材料的刚性具有更大的刚性,从而有利于使前端段行进以及对前端部施加扭转,而同时最小化变形。第一芯部元件的第一材料可包括镍-钴-铬合金或可替代的为不锈钢。第二芯部元件的第二材料可包括镍-钛或其合金。第一芯部元件可通过例如焊接工艺直接连接到第二芯部元件,焊接工艺没有任何填料材料。

[0005] 线圈构件可绕引导构件同轴地安装并且尺寸设计为纵向延伸成至少部分地围绕第一芯部元件和第二芯部元件。线圈构件可包括第一线圈段和位于第一线圈段前面的第二线圈段。第一线圈段可包括第一线圈材料,以及第二线圈段可包括不同于第一线圈材料的第二线圈材料。第一线圈段可具有第一扭转强度,以及第二线圈段可具有比第一扭转强度大的第二扭转强度。该第二线圈段被要求承受更大的扭转负荷,以补偿例如靠近引导构件末端的减小的横截面尺寸。

[0006] 前端段可包括相对于纵向轴线倾斜布置的至少两个渐缩段。在一个实施例中,前端段从前侧到尾侧包括:最远段;从第一最远段延伸并与其相连的第一渐缩段;从第一渐缩段延伸并与其相连的第一基本圆形段;从第一基本圆形段延伸并与其相连的第二渐缩段;以及从第二渐缩段延伸并与其相连的第二基本圆形段。在各实施例中,第一芯部元件在第二基本圆形段内连接到第二芯部元件或者在第三基本圆形段内可连接到第二芯部元件。

[0007] 套筒可安装在前端段的至少大部分上。该套筒可包括聚氨酯和钨材料。该套筒还

可限定弧形远侧末端。

### 附图说明

- [0008] 通过参照附图将更容易地理解本发明的实施例,其中:
- [0009] 图 1 是依据本发明原理的在患者血管系统的曲折区域内使用的导丝和导管的立体图;
- [0010] 图 2 是图 1 的导丝的分开的部件的立体图,其示意了引导构件、支撑弹簧和外鞘;
- [0011] 图 3 是图 1 和 2 中的导丝的引导构件的前端段的侧剖视图;
- [0012] 图 4 是沿着图 3 中线 4-4 所取的导丝的引导构件的剖视图;
- [0013] 图 5 是沿着图 3 中线 5-5 所取的导丝的引导构件的剖视图;以及
- [0014] 图 6 是沿着图 3 中线 6-6 所取的导丝的引导构件的剖视图。

### 具体实施方式

[0015] 在如下描述中,这里使用的术语“近”和“远”指代导丝在管腔内的相对位置。导丝的“近”端或者“尾”端是延伸到人体外最靠近医生的导丝段。导丝的“远”端或者“前”端是置于人体管腔内距入口部位最远的导丝段。

[0016] 本发明公开的导丝尤其应用于神经血管手术,但也可用于任何介入、诊断和/或治疗手术,除了神经血管应用外还包括冠状血管、外周血管和胃肠的应用。

[0017] 在以下附图中,没有示出导丝的整个长度。导丝的长度可根据介入手术的类型而改变,但是导丝通常长度在 30 到 400 厘米 (cm) 之间。用于冠状血管、外周血管、以及神经血管介入的导丝的通常长度可从 170 到 300cm。这些长度允许使用标准化的快速交换系统或经导丝导管系统。成形远端的长度也可变化,例如,从约 5 到约 80cm 的长度。

[0018] 依据本发明的一个实施例,导丝的最大外径为约 0.008 英寸至约 0.018 英寸。这些直径针对例如在神经血管手术中使用的导丝来说是标准的。其他直径预期用于心血管、外周血管和胃肠应用中。导丝的直径在大部分导丝长度上可保持相对恒定;然而,前端或远端包含基本渐缩或变窄的构造以允许屈曲同时允许通过曲折的血管系统。

[0019] 现将结合附图描述本发明的各个应用方式。应该理解的是,为更好描述本发明,附图可能不是依据比例绘制。此外,一些附图包括放大的或者变形的部分,以显示否则不明显的特征。

[0020] 现在参见图 1,示意了例如位于神经血管空间“n”内的曲折的血管系统。出于示意性目的,在例如神经血管空间“n”中的曲折路径或者曲折区域包括大血管“v1”以及较小分支血管“v2”,所述分支血管从更近侧血管以各种角度(包括高达 90 度或甚至大于 90 度)分叉或延伸。

[0021] 在图 1 中,本发明的导丝 10 示意为位于通常介入通路或者微导管 100 中。该微导管是本领域公知的。一种适用的微导管是由 Hewitt 等人共同申请的美国专利 No. 7, 507, 229(其全部内容在此引入作为参考)中公开的增强型微导管。通常,微导管 100 包括手柄 102 和从手柄 102 延伸的中空导管构件 104。微导管 100 限定了纵向开口,所述纵向开口至少延伸通过导管构件 104 以用于导丝 10 的通过或接收。

[0022] 导丝 10 包括致动器 12 和从致动器 12 延伸的引导构件 14。致动器 12 可结合各种

特征（包括手柄、滑动装置等）以便于引导构件 14 的操纵和 / 或移动。例如，致动器 12 可用于在血管系统内放置期间平移和 / 或旋转引导构件 14。

[0023] 现参照图 2, 导丝 10 的引导构件 14 被示意并将更详细的说明。引导构件 14 的大小适于插入血管系统内。引导构件 14 限定了纵向轴线“k”并具有近端或尾端段 16 和位于尾端段 16 前面的远端或前端段 18。在图 2 中, 为便于说明去除了近端段 16 的主要纵向部分。尾端段 16 可通常为圆形横截面并具有约 20cm 到约 240cm 的长度。尾端段 16 沿其长度可具有恒定的横截面尺寸或直径。

[0024] 参见图 2-3, 引导构件 14 的前端段 18 是导丝 10 的工作端部或末端, 并限定了相对于近端段 16 的横截面尺寸减小的横截面尺寸。前端段 18 的整个长度“L”(图 2) 根据导丝 10 的最大直径（例如近端段 16 的直径）和整个长度范围可从约 20cm 到约 60cm。前端段 18 可包括多个交替的渐缩和圆形段, 所述多个交替的渐缩和圆形段通常从极远侧端或远端向近端（即向近端段 16）在横截面尺寸或直径上增加。在图 2-3 的实施例中, 前端段 18 包括: 最远段 20; 从最远段 20 延伸并与其相连的第一渐缩段 22; 从第一渐缩段 22 延伸并与其相连的第一基本圆形段 24; 从第一基本圆形段 24 延伸并与其相连的第二渐缩段 26; 以及从第二渐缩段 26 延伸并与其相连的第二基本圆形段 28。前端段 18 还可包括从第二圆形段 28 连续延伸的第三渐缩段 30, 以及与第三渐缩段 30 相连的第三圆形段 32。可进一步可替代地, 前端段 18 还可包括从第三圆形段 32 延伸到前端段 16 的第四渐缩段 34。如图 4、5 和 6 剖视图中分别描绘的, 第一、第二和第三圆形段 24、28、32 可以限定具有各种直径的圆形横截面。下文将针对特定导丝尺寸提供第一、第二和第三圆形段 24、28、32 中的每个的适合直径。渐缩段 22、26、30 和 34 相对于纵向轴线“k”倾斜。渐缩段 22、26 可限定相对纵向轴线“k”的约 5 度到约 30 度的角度。渐缩段 30、34 可限定相对纵向轴线“k”更大的角度, 例如从约 20 度到约 70 度。

[0025] 最远段 20 可限定各种构型。在图 2-3 的实施例中, 最远段 20 为平坦的、平面的或带状的末端。但是, 最远段 20 可限定替代的横截面形状, 包括圆形、椭圆等。进一步可替代的, 最远段 20 可被热定型成各种构型, 包括线形布置。在一个实施例中, 通过使最远段 20 在约 500°C 至约 525°C 加热约 30 秒到约 2 分钟的持续时间, 最远段 20 被热定型为保持例如非线形构型, 例如曲线。最远段 20 还可以设有本领域公知的弯曲“J-钩” (“j-hook”), 或在介入手术前由医生弯曲成“J-钩”设计。

[0026] 依据本发明的实施例, 结合图 2 来具体参照图 3, 前端段 18 由具有不同机械特性的不同芯部材料的至少两种芯部元件制造而成。例如, 第一芯部元件 36 至少围绕第二圆形段 28 的一部分并向导丝 10 的近端或尾端段 16 朝近侧延伸, 并可围绕整个尾端段 16。第二芯部元件 38 (在图 3 中通过不同的网格线确定) 在第一芯部元件 36 的远侧或前面, 并可围绕第二圆形段 28 的剩余远侧部分、第二渐缩段 26、第一圆形段 24、第一渐缩段 22 以及最远段 20。如下文将详细描述, 第一芯部元件 36 和第二芯部元件 38 在连结位置 40 处连接在一起。

[0027] 第二芯部元件 38 可包括形状记忆或超弹性合金或聚合物。一种合适的形状记忆合金 (SMA) 或超弹性金属为镍钛诺 (NiTi), 镍钛诺是一种以各种直径或尺寸市售的镍 / 钛合金。超弹性合金 (例如 NiTi) 较柔性, 从而能够有效地遵循所遇到的曲折血管系统、同时表现出有利的恢复能力。例如 NiTi 的形状记忆或超弹性金属或聚合物还可适用于期望前

端段 18 具有预定曲率的应用。包括 NiTi 的形状记忆合金能够热定型为期望形状,弄直以递送到某部位,然后释放以呈现该热定型形状。用于第二芯部元件 38 的其他材料可包含由镍、钛及钴组成的合金,其由纽约州新哈特福德的 SAES Smart Materials, Inc 市售。

[0028] 第一芯部元件 36 优选地由比第二芯部元件 38 具有更大弹性模量、扭转和 / 或横向刚性的更刚性材料制造。在一个实施例中,第一芯部元件 36 由 MP35N(一种镍钴合金)制造。MP35N 是一种经过冷加工、可时效硬化 (age hardenable) 的镍钴基合金,其具有强度、韧性、耐久性和耐腐蚀性的组合。MP35N 的典型组分包括 35% 的镍 (Ni)、35% 钴 (Co)、20% 的铬 (Cr) 和 10% 的钼 (Mo)。由 MP35N 制造的导丝例如由印第安纳州韦恩堡的 Fort Wayne Metals 公司以各种直径尺寸市售。更刚性的第一芯部元件 36 增强了通过血管系统的可推动性和扭矩传输性,这将在下文中描述。第一芯部元件 36 的其他适合材料包括不锈钢、钛及其合金、以及镍钛钴合金,如上文所述。这些材料的特性可通过添加材料的使用、制造工艺等进行改变,以提供所需的横向强度和刚度,进而达到上文中所述的第一芯部元件 36 的期望特性。

[0029] 第一芯部元件 36 可通过各种手段(包括连结、焊接、粘合等)在第二圆形段 28 内的连结部位 40 处连结到第二芯部元件 38。在一个实施例中,第一芯部元件 36 通过焊接工艺(例如激光或无线射频 (RF) 焊接工艺)固定到第二芯部元件 38。期望的焊接工艺不需要填料或连结材料,因此在加热期间提供第一和第二芯部元件 36、38 的直接连接或元件配合。第一和第二芯部元件 36、38 中的每个的待连结端部能在部件焊接之前进行酸洗以去除杂质和 / 或边缘。

[0030] 第一和第二芯部元件 36 和 38 在前端段 18 处采用具有不同弹性模量、刚性和 / 或抗扭强度的不同材料,以及结合前端段 18 的部件的尺寸,这为导丝 10 在可推动性、横向强度、扭矩传递和柔性方面提供很大的好处。例如,在一个实施例中,第二芯部元件 38 围绕前端段 18 的整个长度的约 10% 到约 20%。在实施例中,第二芯部元件 38 可从最远端 20 延伸距离“m”(图 3),所述距离“m”为约 10cm 到约 20cm。在前端段 18 的最远端处定位或设置更小刚性的第二芯部元件 38(和 / 或在前端段 18 内更加刚性的第一芯部元件 36 的相对增加长度)增加了引导构件 12 在曲折血管系统内的可推动性,提高了扭矩传递性并最小化了远侧变形,同时还提供足够的柔性以适应神经血管空间内的血管系统的转向。在下面表格中列出了针对各种导丝尺寸的第一和第二芯部元件 36、38 的长度。

[0031] 如上文所述,在图 2 和 3 所描述的实施例中,第一和第二芯部元件 36、38 在第二圆形段 28 内的位置 40 处连接在一起。可以预期的是,连结位置可以是沿前端段 18 的任意位置,包括例如沿着第二渐缩段 26、第三渐缩段 30 或第三圆形段 32(例如在位置 41 处),或者布置成在第一圆形段 24 内例如位置 43 处连结在一起。

[0032] 继续参照图 2-3,前端段 18 还包括绕前端段 18 的至少一部分共轴安装的至少一个线圈,以及外鞘 42。在各实施例中,前端段 18 包括两个线圈,即第一或近侧线圈段 44 和位于近侧线圈段 44 前面的第二或远侧线圈段 46。近侧线圈段 44 可由多种材料制造,包括上文描述的 MP35N。近侧线圈段 44 的尺寸可以延伸以围绕第二圆形段 28 和部分的第二渐缩段 26。近侧线圈段 44 的线的直径可以从约 0.0009 英寸到约 0.0025 英寸,并且在一个实施例中为约 0.0012 英寸。近侧线圈段 44 还可具有矩形截面或平截面。

[0033] 远侧线圈段 46 从近侧线圈段 44 延伸并围绕引导构件 14 的前端段 18 的剩余

部分。远侧线圈段 46 可由多种材料制造。在一个实施例中,远侧线圈段 46 由英国伦敦 Johnson-Matthey 公司市售的不透射线生物学材料制造,并且提供了 3 个级别,即级别 1400 包括 86%的钯 (Pd)、14%的铼 (Re),级别 1000 包括 90%的 Pd、10%的 Re,以及级别 500 包括 95%的 Pd、5%的 Re。远侧线圈段 46 的线具有大于近侧线圈段 44 的线的直径。在一个实施例中,远侧线圈段 46 的直径从约 0.0012 英寸到约 0.0025 英寸,并可约为 0.0015 英寸。远侧线圈段 46 还具有矩形截面或平截面。远侧线圈段 46 的不透射线性可以在介入手术期间通过使用例如成像手段(荧光镜检查)帮助在血管系统内放置前端段 18。

[0034] 近侧线圈段 44 和远侧线圈段 46 可以为前端段 18 提供横向和 / 或扭转支撑。在一个实施例中,远侧线圈段 46 的横向强度(或抗弯曲性)比近侧线圈段 44 的横向强度小,从而允许前端段 18 的第二芯部元件 38 屈曲。近侧和远侧线圈段 44、46 的外径可彼此接近,并可基本与第三圆形段 32 的直径相等,以提供平滑的过渡。近侧和远侧线圈段 44、46 的构造可根据需要改变以提供不同的特性。在一个实施例中,近侧和远侧线圈段 44、46 可以以不同或相反的方向绕前端段 18 缠绕或布置。在各实施例中,近侧和远侧线圈段 44、46 中的每个的线圈的相邻匝是接触的关系(即,在相邻线圈匝之间没有空隙)。在一个实施例中,近侧和远侧线圈段 44、46 可在其界面处连接。此外,近侧和远侧线圈段 44、46 可沿各个位置附接到引导构件 14 的前端段 18。可通过使用粘合、焊接、钎焊等实现附接。远侧线圈段 46 可通过钎焊工艺或通过使用粘合剂(例如环氧基树脂、氰基丙烯酸盐粘合剂或紫外(UV)光固化粘合剂)可操作地连接或固定到前端段 18 的最远端 20。钎焊或粘合元件在图 3 中示意性示出为元件 48。

[0035] 外鞘 42 包封前端段 18 以及近侧和远侧线圈段 44、46。外鞘 42 可由任何合适的材料制造。在一个实施例中,外鞘 42 是聚氨酯套管,所述聚氨酯套管可加载或不加载例如呈微珠方式的钨。如果加载有钨,外鞘 42 为引导构件 14 的前端段 18 提供另外的不透射线元件。外鞘 42 可通过传统加热成形技术在前端段 18 以及近侧和远侧线圈段 44、46 上热成形。外鞘 42 限定了防止损伤的弧形前端表面 50 以最小化损伤或磨损血管壁的可能性。在一个实施例中,外鞘 42 的直径小于引导构件 14 的近端或尾端段 16 的直径,进而提供部件之间的平滑过渡。

[0036] 依据本发明的原理,下面提供的表格确定了针对不同导丝尺寸的前端段 18 的部件的尺寸范围。在该表格中,D 代表占尾端段 16 的直径的百分比(%),L 代表部件的指定长度。例如,第一圆形段 24 的直径可以是尾端段 16 直径的约 10%到约 30%,并具有约 2 厘米到约 10 厘米的长度。所有范围都是近似的。针对具体导丝尺寸的优选尺寸可以是指定范围的中间值。可预期这些尺寸的变化。第一芯部元件 36 由 MP35N 制造,以及第二芯部元件 38 由 NiTi 制造。注意的是,第一芯部元件 36 的整个长度可以从约 10 厘米到约 40 厘米,并且第二芯部元件 38 的整个长度可以从约 20 厘米到约 290 厘米。

[0037] 表格

[0038]



	第一圆形段 24	第二圆形段 28	第三圆形段 32	第一芯部元件 36	第二芯部元件 38
D (%)	10-30 %	25-50 %	50-90 %		
L (厘米)	2-10 厘米	5-30 厘米	10-30 厘米	10-40 厘米	20-290 厘米

[0039] 还可以预期的是, 润滑涂层可以布置在包括外鞘 42 的引导构件 14 的各部件上。合适的润滑涂层包括诸如聚乙烯吡咯烷酮 (PVP)、聚环氧乙烷、聚乙二醇、纤维聚合物、亲水顺丁烯二酸酐的亲水材料、以及诸如硅树脂、PTFE 或 FEP 的疏水材料。这些涂层通常采用浸渍涂覆或者喷涂的方式施加, 以及可以使用热固化方式。例如, 对于硅树脂涂层采用直至大约 70 摄氏度的固化温度, 对于 PTFE 涂层可需要几百度。除了润滑涂层外, 可在整个导丝或部分导丝上施加生物活性涂层。这些涂层还可结合诸如肝素、水蛭素及其类似物或其他药物的物质。这些涂层通常采用浸渍涂覆的方式施加。期望有生物活性涂层以用于防止血液凝结或将药物输送到特定部位。

[0040] 上述说明书和附图用于对本发明各实施例进行描述, 但不以任何方式限制本发明的范围。对于本领域技术人员显而易见的是, 在不背离本发明精神和范围的情况下可对本发明作出各种修改和变化。因此本发明旨在覆盖本发明的各种修改和变化, 只要它们落入所附权利要求书及其等效物的范围内。

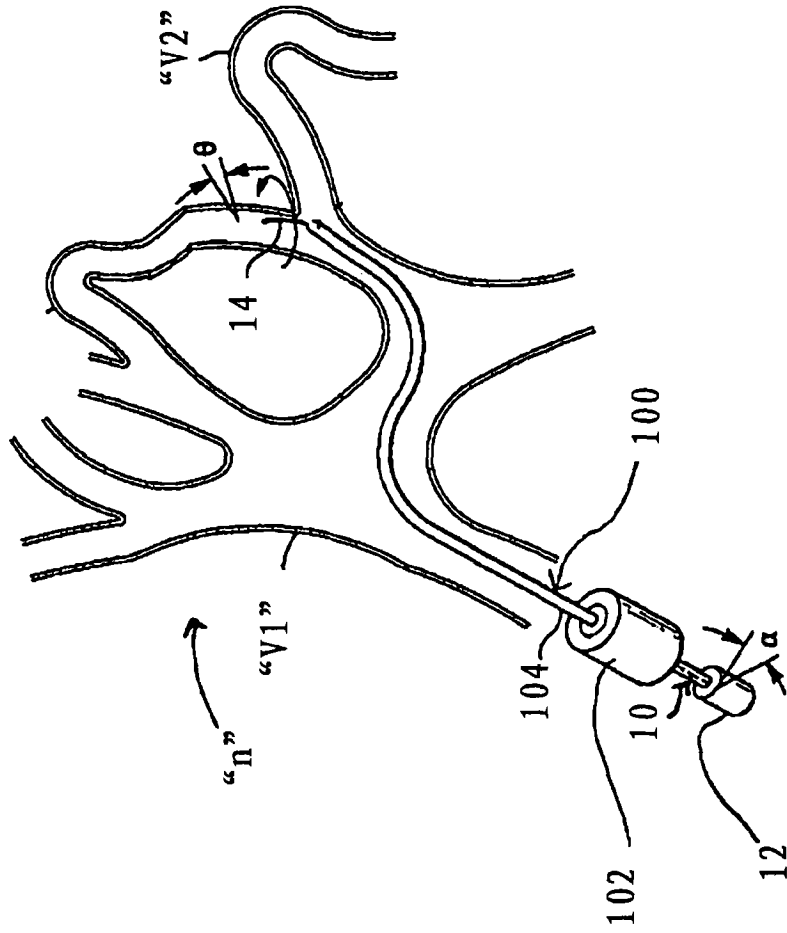


图 1

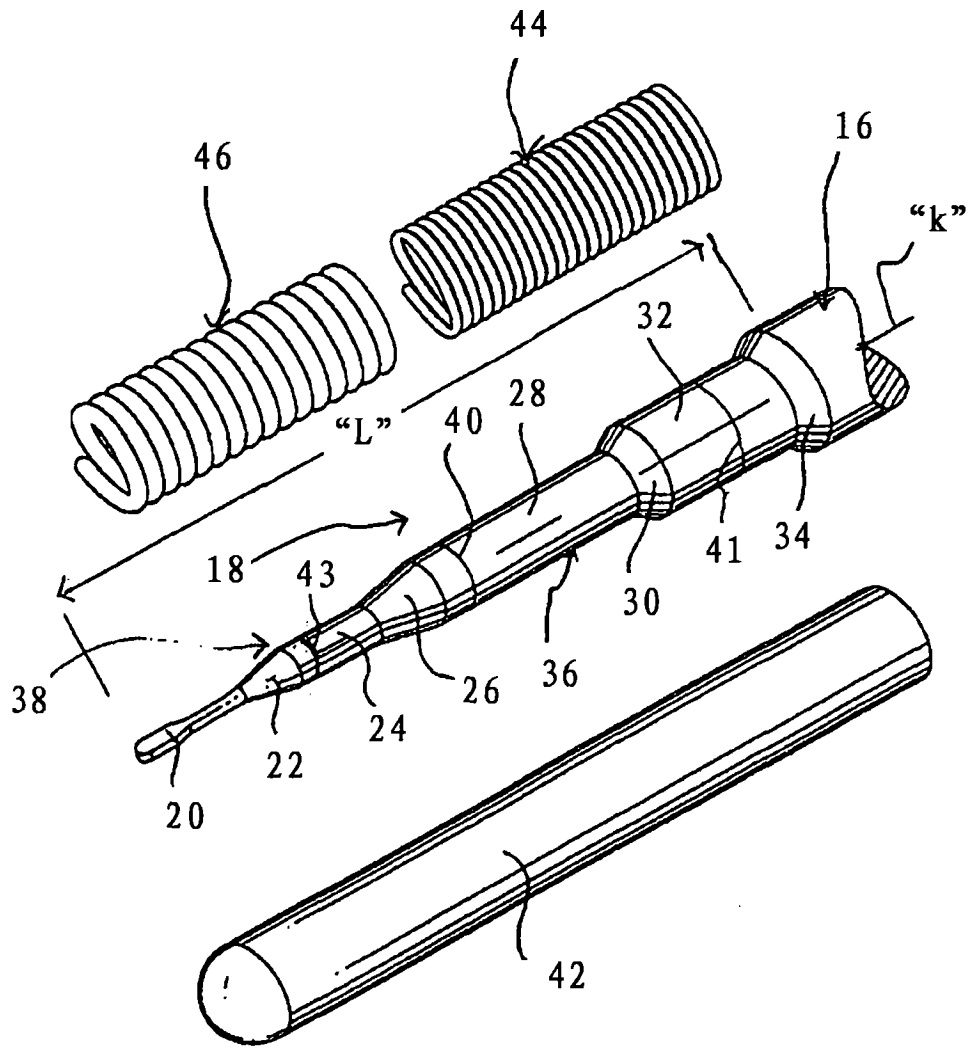


图 2

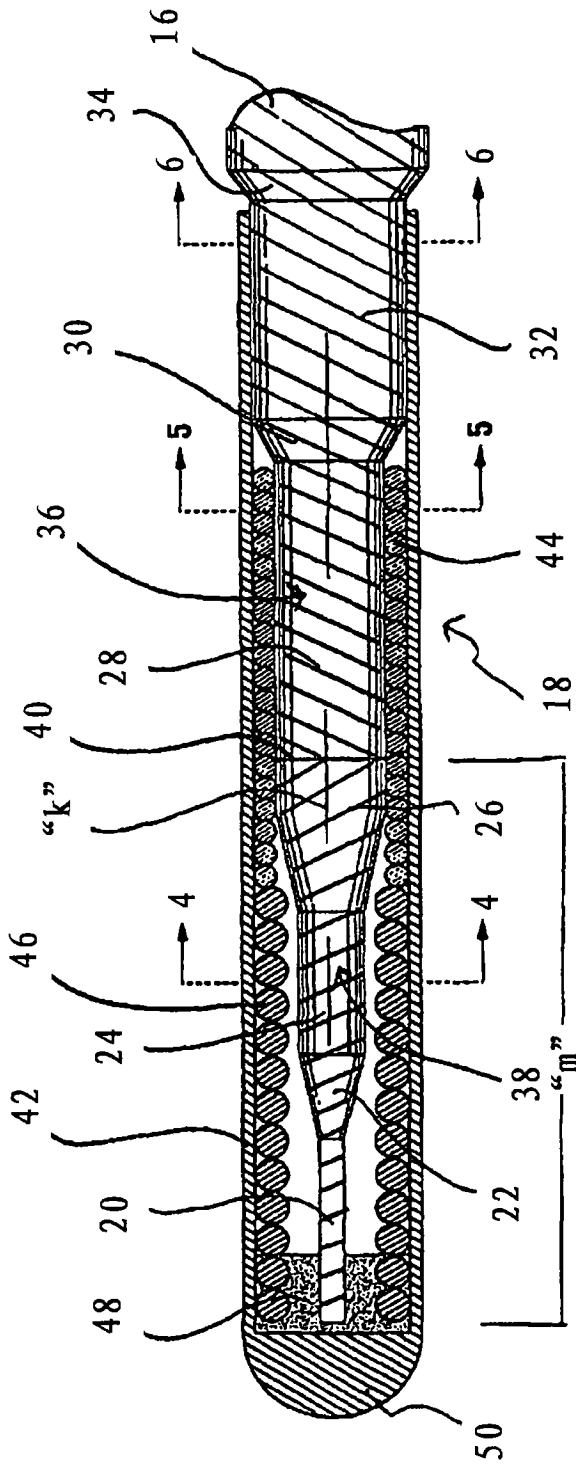


图 3

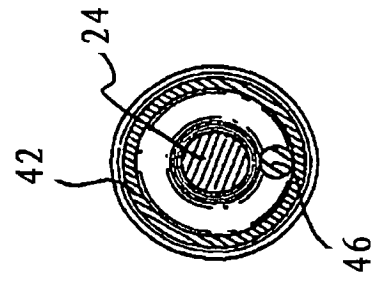


图 4

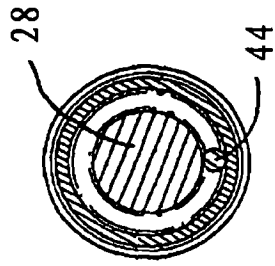


图 5

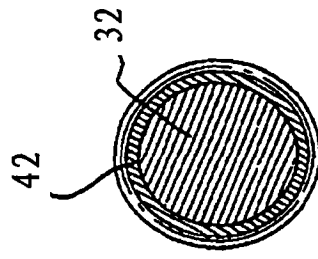


图 6