



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118615079 A

(43) 申请公布日 2024. 09. 10

(21) 申请号 202410840883.0

(22) 申请日 2024.06.26

(71) 申请人 利兰生物科技(苏州)有限公司

地址 215129 江苏省苏州市马涧路168号11
幢5层

(72) 发明人 信朝华 邓双 韩炳

(74) 专利代理机构 北京商专润文专利代理事务
所(普通合伙) 11317

专利代理师 陈平

(51) Int. Cl.

A61F 2/915 (2013.01)

A61F 2/82 (2013.01)

A61F 2/844 (2013.01)

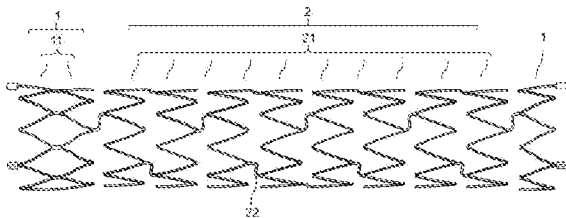
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

一种颅内血管支架

(57) 摘要

本发明提供一种颅内血管支架,涉及医疗器械技术领域,所述颅内血管支架包括中间部和端部,所述端部连接于中间部的两端,所述中间部包括若干沿轴向排列的波形支撑环,相邻的所述波形支撑环之间设有S形连接杆,所述S形连接杆的两端分别连接相邻波形支撑环的波峰和波谷,所述S形连接杆上设有支撑部,当所述波形支撑环被压缩时,所述支撑部可抵住波形支撑环的波峰和/或波谷。本发明提供的颅内血管支架,在一根S形连接杆上形成了两组甚至更多组推送力传递通道,推送力能够更均匀地传递于波形支撑环,减少由于局部推送力过大而引发支架变形的风险,显著提升了支架在微导管中的推送性能,解决了现有的颅内血管支架推送困难、容易打折等问题。



1. 一种颅内血管支架, 其特征在于, 包括中间部和端部, 所述端部连接于中间部的两端, 所述中间部包括若干沿轴向排列的波形支撑环, 相邻的所述波形支撑环之间设有S形连接杆, 所述S形连接杆的两端分别连接相邻波形支撑环的波峰和波谷, 所述S形连接杆上设有支撑部, 当所述波形支撑环被压缩时, 所述支撑部可抵住波形支撑环的波峰和/或波谷。

2. 根据权利要求1所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述S形连接杆在周向上间隔分布, 所述S形连接杆绕波形支撑环的轴线呈圆周阵列设置。

3. 根据权利要求1所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 位于同一个所述波形支撑环两端的S形连接杆开口方向相反。

4. 根据权利要求1所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述支撑部位于S形连接杆的腹部。

5. 根据权利要求1所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 沿所述波形支撑环的轴线方向, 定义所述支撑部与相邻的波形支撑环的最小间距为 D_1 , 并定义所述支撑部两侧的波形支撑环的间距为 D_2 , 当所述波形支撑环未发生扩张时, $D_1 \leq 0.2D_2$ 。

6. 根据权利要求5所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 当所述波形支撑环被压缩时, 所述支撑部与相邻的波形支撑环的间距为零。

7. 根据权利要求6所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述支撑部与相邻的波形支撑环的波峰或波谷相抵。

8. 根据权利要求7所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 与同一所述支撑部相抵的波峰或波谷数量不少于2个。

9. 根据权利要求7或8所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述S形连接杆的上端和/或下端与周向上相邻的S形连接杆相抵。

10. 根据权利要求1~6任一所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述端部的外侧开口直径大于内侧与中间部连接处的直径。

11. 根据权利要求1~6任一所述的一种颅内血管支架, 其特征在于, 所述中间部完全撑开时, 所述S形连接杆所连接的波峰与波谷在周向的错位距离小于波形支撑环波长的1/2。

一种颅内血管支架

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种颅内血管支架。

背景技术

[0002] 随着血管介入医疗技术的发展,微创介入手术已广泛用于脑卒中的治疗中,主要包括两类颅内血管疾病:第一种是颅内动脉瘤的治疗,常采用弹簧圈栓塞术,即使用微导管将弹簧圈输送至动脉瘤腔,阻隔动脉瘤内的血液循环形成血栓从而闭塞动脉瘤,为防止弹簧圈膨出动脉瘤腔引起血管狭窄,医生通常同时植入辅助支架以支撑弹簧圈。第二种是动脉粥样硬化引起的血管狭窄,如图1所示,医生通常植入支架,扩张狭窄血管使其恢复至所需直径,从而修复血供。

[0003] 颅内血管支架是颅内血管疾病治疗的主要器械之一,但颅内动脉血管通常很小,大脑willis环直径范围在2.0~4.0mm,颈内动脉的海绵窦段直径为2.5~5.5mm,远端前循环的血管直径为1.5~3.0mm,后循环直径为2.0~4.0mm;而且颅内血管存在许多急弯,弯曲半径较小,对支架的设计提出了巨大的挑战。首先,支架需要通过曲折的微导管内腔推送到病变位置,压缩于微导管中的支架必须有足够的柔软性和可推送性。其次,支架释放后,支架在迂曲的病变血管中必须有良好的贴壁性及抗弯曲打折性。

[0004] 常用的连接杆形状有“一”字形和曲线型。如图2~3所示,相邻的波形支撑环通过“一”字连接杆相连接,图2“一”字连接杆的起止点为相邻的波形支撑环的波峰和波谷,图3“一”字连接杆的起止点为相邻的波形支撑环的波峰。如图2中箭头方向,单根连接杆均只形成一组推送力传递通道,而由于该支架被用于迂曲的颅内血管,为了支架整体的柔顺性,连接杆数量不宜设置过多,通常设置3-5个,为此相邻支撑环一般仅有3-5组推送力传递通道。这样,当支架在推送时,支撑环的受力不均匀,在通过弯曲弧度较大的血管时,所需推送力增大,支架容易发生局部变形。

[0005] 现有技术专利CN115700113A提供的一种常用的血管支架设计,该设计被用于史赛克的neuroform系列产品,如图2所示,该血管支架主要以波形支撑环和连接杆构成,其中波形支撑环通过一字形连接杆连接,相邻波形支撑环的波峰和波谷相对无旋转错位。

[0006] 在扩张状态时,支架在血管中弯曲,支架的内弯侧被压缩,相对的波峰和波谷会相互干涉而发生曲翘;外弯侧被拉伸,而外弯侧一字形连接杆无法顺应地被拉伸,血管弯曲半径较小时极易发生打折现象,导致支架内孔变小影响血流。

[0007] 在压缩状态时,由于连接杆为一字形连接杆,一根连接杆只能形成一组推送力传递通道,推送力不能均匀地传递于波形支撑环,当推送力较大时,由于局部推送力过大可能引发支架波形支撑环或者连接杆变形,从而导致支架卡在微导管中。

[0008] 专利CN115700113A的连接杆在支架整体呈螺旋状分布,支架被释放出微导管时,会沿轴线旋转,诱发微导管旋转从而在血管内失稳。

[0009] 如图4所示,相邻的波形支撑环还可通过曲线型连接杆相连接,图4连接杆形状为U型,单根连接杆也仅形成一组推送力传递通道,无法解决推送时受力不均匀的问题。

[0010] 因此,需要提供一种针对上述现有技术不足的改进技术方案。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于提供一种颅内血管支架,在微导管中压缩输送时,具有良好的柔软性和可推送性,在释放扩张时,对于迂曲的病变血管中有良好的贴壁性及抗弯曲打折性,以解决现有的颅内血管支架推送困难、容易打折等问题。

[0012] 为了实现上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0013] 一种颅内血管支架,包括中间部和端部,所述端部连接于中间部的两端,所述中间部包括若干沿轴向排列的波形支撑环,相邻的所述波形支撑环之间设有S形连接杆,所述S形连接杆的两端分别连接相邻波形支撑环的波峰和波谷,所述S形连接杆上设有支撑部,当所述波形支撑环被压缩时,所述支撑部可抵住波形支撑环的波峰和/或波谷。

[0014] 优选的,所述S形连接杆在周向上间隔分布,所述S形连接杆绕波形支撑环的轴线呈圆周阵列设置。

[0015] 优选的,位于同一个所述波形支撑环两端的S形连接杆开口方向相反。

[0016] 优选的,所述支撑部位于S形连接杆的腹部。

[0017] 优选的,沿所述波形支撑环的轴线方向,定义所述支撑部与相邻的波形支撑环的最小间距为D1,并定义所述支撑部两侧的波形支撑环的间距为D2,当所述波形支撑环未发生扩张时, $D1 \leq 0.2D2$ 。

[0018] 优选的,当所述波形支撑环被压缩时,所述支撑部与相邻的波形支撑环的间距为零。

[0019] 优选的,所述支撑部与相邻的波形支撑环的波峰或波谷相抵。

[0020] 优选的,与同一所述支撑部相抵的波峰或波谷数量不少于2个。

[0021] 优选的,所述S形连接杆的上端和/或下端与周向上相邻的S形连接杆相抵。

[0022] 优选的,所述端部的外侧开口直径大于内侧与中间部连接处的直径。

[0023] 优选的,所述中间部完全撑开时,所述S形连接杆所连接的波峰与波谷在周向的错位距离小于波形支撑环波长的1/2。

[0024] 有益效果:

[0025] (1) 本发明提供的颅内血管支架,在一根S形连接杆上形成了两组甚至更多组推送力传递通道,推送力能够更均匀地传递于波形支撑环,减少由于局部推送力过大而引发支架变形的风险,显著提升了支架在微导管中的推送性能,并且在微导管中推送效果一致的情况下,可以相对减少连接杆的数量,进一步提高支架在压缩状态和扩张状态时的弯曲性能;

[0026] (2) 在扩张状态下,支架顺应血管弯曲时,支架的内弯侧被压缩,外弯侧被拉伸,由于波形支撑环相对的波峰和波谷形成小角度的旋转错位,使相邻的波峰、波谷错开,可避免内弯侧压缩产生的干涉,受到挤压时可防止相邻的波峰、波谷相互碰撞;此外,S型连接杆在支架轴线方向具有可拉伸性,能补偿外弯侧的拉伸和内弯侧的压缩,从而适应弯曲半径更小的血管;

[0027] (3) 支架被释放出微导管时,由于相邻的S型连接杆开口方向相反,可相互抵消支架释放时沿轴线的旋转,避免微导管旋转而在血管内造成失稳。

附图说明

[0028] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本发明的进一步理解,本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明,并不构成对本发明的不当限定。其中:

[0029] 图1为现有技术中采用植入支架实现血管狭窄扩张的示意图。

[0030] 图2为现有支架中相邻的波形支撑环通过一字形连接杆相连接的示意图。

[0031] 图3为现有支架中相邻的波形支撑环通过一字形连接杆相连接的另一方式的示意图。

[0032] 图4为现有支架中相邻的波形支撑环通过“U”形连接杆相连接的示意图。

[0033] 图5为本发明实施例提供的一种颅内血管支架在扩张状态的结构示意图。

[0034] 图6为本发明实施例提供的一种颅内血管支架的中间部局部示意图。

[0035] 图7为本发明实施例1中S形支撑杆的结构示意图。

[0036] 图8为本发明部分实施例中支撑部与相邻的波形支撑环的间距示意图。

[0037] 图9为本发明实施例1提供的一种颅内血管支架的中间部相邻的波形支撑环的结构示意图。

[0038] 图10为本发明实施例1提供的一种颅内血管支架在扩张状态的结构示意图。

[0039] 图11为本发明实施例2提供的一种颅内血管支架的中间部相邻的波形支撑环的结构示意图。

[0040] 图12为本发明实施例3提供的一种颅内血管支架的中间部相邻的波形支撑环的结构示意图。

[0041] 图中:1、端部;2、中间部;21、波形支撑环;22、S形连接杆;23、波峰;24、波谷;221、支撑部。

具体实施方式

[0042] 下面将对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0043] 术语说明:

[0044] 在本发明的描述中,“波峰”、“波谷”指构成波形支撑环的金属丝或非金属丝发生弯折的部位,位于波形支撑环沿其轴线方向的两端,在同一个波形支撑环上,定义其一端的弯折为“波峰”,则与“波峰”相对的另一端发生弯折的部位均为“波谷”。在本发明的描述中,若无特殊说明,“波峰”均指说明书附图中位于波形支撑环左端的弯折部位,“波谷”均指说明书附图中位于波形支撑环右端的弯折部位。

[0045] 在本发明的描述中,“周向”指环绕波形支撑环轴线的方向。

[0046] 在本发明的描述中,“腹部”指S形支撑环向波形支撑环的方向凸起的部位,“上端”指S形支撑环上位于“腹部”上侧的部位,“下端”指S形支撑环上位于“腹部”下侧的部位。

[0047] 在本发明的描述中,“旋转错位角”指波形支撑环绕其轴线转动的角度。

[0048] 在本发明的描述中,“波长”指波形支撑环上相邻的“波峰”之间的间距,“波长所对应圆心角”指一个“波峰”绕波形支撑环轴线转动至与相邻的“波峰”重合时所走过的角度。

[0049] 在本发明的描述中,需要理解的是,涉及到方位描述,例如上、下、前、后、左、右等

指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0050] 在本发明的描述中,若干的含义是一个或者多个,多个的含义是两个以上,大于、小于、超过等理解为不包括本数,以上、以下、以内等理解为包括本数。

[0051] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接或活动连接,也可以是可拆卸连接或不可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接或可以相互通信;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通、间接连通或两个元件的相互作用关系。

[0052] 下面将结合实施例来详细说明本发明。需要说明的是,在不冲突的情况下,本发明中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0053] 本发明针对目前颅内血管支架在通过弯曲弧度较大的血管时,所需推送力增大,支架容易发生局部变形的问题,提供一种颅内血管支架,如图5~7所示,该颅内血管支架包括中间部2和端部1,端部1连接于中间部2的两端,中间部2包括若干沿轴向排列的波形支撑环21,相邻的波形支撑环21之间设有S形连接杆22,S形连接杆22的两端分别连接相邻波形支撑环21的波峰23和波谷24,如图9所示,S形连接杆22上设有支撑部221,当波形支撑环21被压缩时,支撑部221可抵住波形支撑环21的波峰23和/或波谷24。

[0054] 本发明中,如图5所示,中间部2两端的端部1分别采用闭环和开环结构,中间部2与端部1的连接处既可以采用S形连接杆22进行连接,也可以采用一字形连接杆进行连接。

[0055] 在周向方向上,在端部1每一圈连接杆的数量不少于在中间部2的每一圈的S形连接杆22数量,更优选地,中间部2每一圈S形连接杆22的数量少于端部1每一圈连接杆的数量,使中间部2柔顺性更好,能够产生更大程度的弯曲而不发生塑性形变,提高其对迂曲血管的通过能力。

[0056] 更具体地,当颅内血管支架处于被压握状态时,若波形支撑环21受到一定幅度的压缩,该支撑部221可抵住波形支撑环21的波峰23和/或波谷24,从而在S形连接杆22与波形支撑环21连接处的基础上,形成额外的推送力传递通道,为波形支撑环21提供额外的支撑力,使波形支撑环21受力更加均匀,在通过弯曲弧度较大的血管时,通过上述设置,可避免颅内血管支架的局部变形。

[0057] 当支架在血管中弯曲时,支架的内弯侧被压缩,外弯侧被拉伸,现有技术中相邻的支撑环中的波峰23和波谷24是彼此相对设置的,当内弯侧被压缩弯曲时会相互干涉而发生曲翘;当支架的外弯侧被拉伸时,由于外弯侧一字形连接杆的限制,导致支架的外弯侧无法顺应地被拉伸,血管弯曲半径较小时极易发生打折现象,导致支架内孔变小影响血流。本发明通过在中间部2的波形支撑环21之间引入S形连接杆22,使得在支架轴线方向具有可拉伸性,这种设计允许S型连接杆在外弯侧的拉伸和内弯侧的压缩之间进行补偿,从而使支架能够适应更小弯曲半径的血管,减少了发生打折的风险。

[0058] 本发明优选实施例中,S形连接杆22在周向上间隔分布,S形连接杆22绕波形支撑环21的轴线呈圆周阵列设置,使波形支撑环21表现为开环结构。当颅内血管支架由压握状态被释放时,波形支撑环21发生径向膨胀,同时由于S形连接杆22的存在,使相邻的波形支撑环21沿着其轴线旋转,使得相邻的波形支撑环21的波峰23和波谷24在周向上发生错位,

在弯曲度比较大的血管中,这样的设置可以避免相邻波形支撑环21中未通过连接杆连接的波峰23和波谷24直接碰撞,而且一定程度的错位,可以避免颅内血管支架在弯曲度较大的血管内打折。

[0059] 本发明优选实施例中,如图6所示,位于同一个波形支撑环21两端的S形连接杆22开口方向相反,在其它实施例中,其开口方向也可相同。颅内血管支架被释放出微导管时,会沿轴线旋转,由于支架远端先与血管壁接触,近端还处于微导管中,为此会带动微导管旋转从而诱发微导管在血管内失稳,而通过在波形支撑环21两端设置开口方向相反的S形连接杆22可以使相邻的波形支撑环21旋转方向相反,从而抵消该旋转,使支架整体平稳地被推出微导管。

[0060] 本发明优选实施例中,支撑部221位于S形连接杆22的腹部。

[0061] 本发明优选实施例中,如图8所示,沿波形支撑环21的轴线方向,定义支撑部221与相邻的波形支撑环21的间距为D1,并定义支撑部221两侧的波形支撑环21的间距为D2,当波形支撑环21未发生扩张时, $D1 \leq 0.2D2$,以使波形支撑环21在受到较小幅度的压缩时即可通过S形连接杆22的支撑部221形成额外的推送力传递通道。

[0062] 本发明优选实施例中,当波形支撑环21被压缩时,支撑部221与相邻的波形支撑环21的间距为零,即支撑部221无需通过其两侧的波形支撑环21的压缩,即可与其两侧的波形支撑环21接触,并形成额外的推送力传递通道。

[0063] 本发明优选实施例中,支撑部221与相邻的波形支撑环21的波峰23或波谷24相抵,使额外的推送力传递通道形成于波形支撑环21的波峰23或波谷24处。

[0064] 本发明优选实施例中,与同一支撑部221相抵的波峰23或波谷24数量不少于2个,使一个支撑部221能够同时与2个波峰23或者2个波谷24相抵。

[0065] 本发明优选实施例中,S形连接杆22的上端和/或下端与周向上相邻的S形连接杆22相抵,使S形连接杆22之间也可形成推送力传递通道,从而使周向的S形连接杆22受力更均匀,更不易变形。

[0066] 本发明优选实施例中,端部1的外侧开口直径大于内侧与中间部2连接处的直径,使端部1呈喇叭口状。

[0067] 本发明优选实施例中,中间部2完全撑开时,S形连接杆22所连接的波峰23与波谷24在周向的错位距离小于波形支撑环21波长的1/2。

[0068] 下面通过具体实施例对本发明一种颅内血管支架进行详细说明。

[0069] 实施例1

[0070] 本实施例提供一种颅内血管支架,如图5所示,包括中间部2和端部1,中间部2的两端通过S形连接杆22与端部1连接,端部1呈喇叭口状,由2个沿轴向排列的闭环连接的波形支撑环21组成,中间部2包括若干沿轴向排列的波形支撑环21,相邻的波形支撑环21之间设有S形连接杆22,S形连接杆22的两端分别连接相邻波形支撑环21的波峰23和波谷24,S形连接杆22在周向上间隔分布,使中间部2的波形支撑环21呈开环结构,以提高中间部2的柔顺性和通过能力,波形支撑环21两端的S形连接杆22开口方向相反,能够使推送时的受力更加均匀。

[0071] 当中间部2扩张时,如图6所示,波形支撑环21相对的波峰23和波谷24形成小幅的旋转错位,使相邻的波峰23、波谷24错开,该旋转错位角小于波形支撑环21波长所对应圆心

角的 $1/2$,可避免支架通过弯曲血管时内弯侧的波峰23和波谷24发生碰撞。

[0072] 本实施例中,如图9所示,S形连接杆22上设有支撑部221,支撑部221位于S形连接杆22的腹部,当中间部2处于压缩状态时,支撑部221分别与左侧波形支撑环21的波峰23和右侧波形支撑环21的波谷24相抵,可额外形成1组推送力传递通道,使S形连接杆22的支撑性更好,减小S形支撑杆在推送过程中的形变,避免中间部2发生打折。

[0073] 实施例2

[0074] 本实施例提供一种颅内血管支架,如图10所示,包括中间部2和端部1,中间部2的两端通过“一”字形的连接杆与端部1连接,端部1呈喇叭口状,由2个沿轴向排列的闭环连接的波形支撑环21组成,中间部2包括若干沿轴向排列的波形支撑环21,相邻的波形支撑环21之间设有S形连接杆22,S形连接杆22的两端分别连接相邻波形支撑环21的波峰23和波谷24,S形连接杆22在周向上间隔分布,使中间部2的波形支撑环21呈开环结构,以提高中间部2的柔顺性和通过能力,波形支撑环21两端的S形连接杆22开口方向相反,能够使推送时的受力更加均匀。

[0075] 当中间部2扩张时,如图6所示,波形支撑环21相对的波峰23和波谷24形成小幅的旋转错位,该旋转错位角小于波形支撑环21波长所对应圆心角的 $1/2$ 。

[0076] 本实施例中,S形连接杆22上设有支撑部221,支撑部221位于S形连接杆22的腹部,当中间部2未扩张时,如图11所示,支撑部221分别与左侧波形支撑环21的2个相邻波峰23和右侧波形支撑环21的2个相邻波谷24相抵,可额外形成2组推送力传递通道。

[0077] 实施例3

[0078] 本实施例提供一种颅内血管支架,包括中间部2和端部1,中间部2的两端通过“一”字形的连接杆与端部1连接,端部1呈喇叭口状,由2个沿轴向排列的闭环连接的波形支撑环21组成,中间部2包括若干沿轴向排列的波形支撑环21,相邻的波形支撑环21之间设有S形连接杆22,S形连接杆22的两端分别连接相邻波形支撑环21的波峰23和波谷24,S形连接杆22在周向上间隔分布,使中间部2的波形支撑环21呈开环结构,以提高中间部2的柔顺性和通过能力,波形支撑环21两端的S形连接杆22开口方向相反,能够使推送时的受力更加均匀。

[0079] 当中间部2扩张时,如图6所示,波形支撑环21相对的波峰23和波谷24形成小幅的旋转错位,该旋转错位角小于波形支撑环21波长所对应圆心角的 $1/2$ 。

[0080] 本实施例中,如图7所示,S形连接杆22上设有支撑部221,支撑部221位于S形连接杆22的腹部,当中间部2未扩张时,如图12所示,支撑部221分别与左侧波形支撑环21的2个相邻波峰23和右侧波形支撑环21的2个相邻波谷24相抵,可额外形成2组推送力传递通道,并且S型连接杆22的上端和下端分别与相邻的S形连接杆22相抵,也各自形成1组推送力传递通道,这样总共额外形成3组推送力传递通道,不仅使中间部2的轴向受力更加均匀,还使S形连接杆22之间分散了受力,使S形连接杆22在周向上的受力更加均匀,进一步提升了中间部2的抗弯折能力。

[0081] 综上所述:

[0082] 本发明由于单个S型连接杆有多组推送力传递通道,在保证支架整体的柔顺性情况下,比现有技术多出数倍的推送力传递通道,使得支架在推送时,推送力能均匀地在支撑环间传递,成功降低了由于局部推送力过大而引发支架变形的潜在风险,显著提升了支架

在微导管中的推送性能。此外,在微导管中推送效果一致的情况下,可相对减少连接杆的数量,压缩状态下支架的柔顺性更好,进一步提高支架在压缩状态和扩张状态时的弯曲性能。这一创新设计在手术中能显著提升支架的可推送性,平衡优化了现有颅内血管支架在压缩状态下的推送力传递和支架柔顺性。

[0083] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

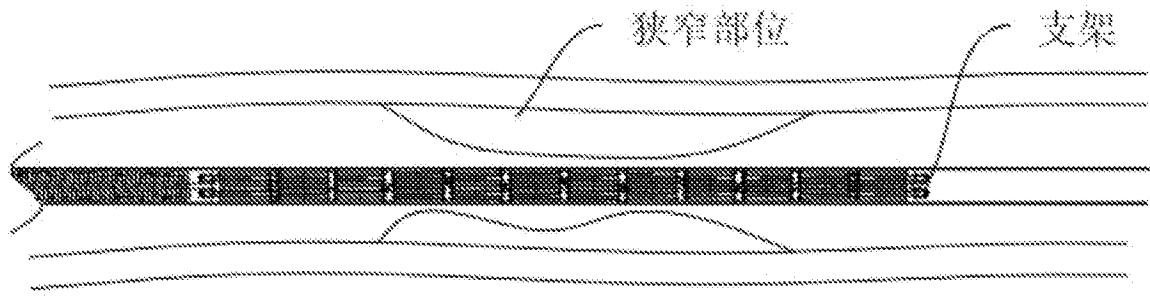


图1

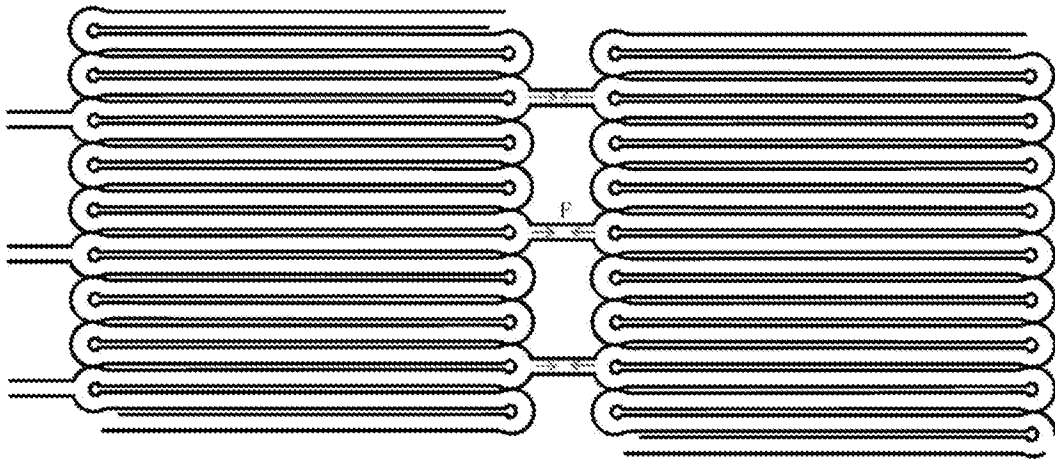


图2

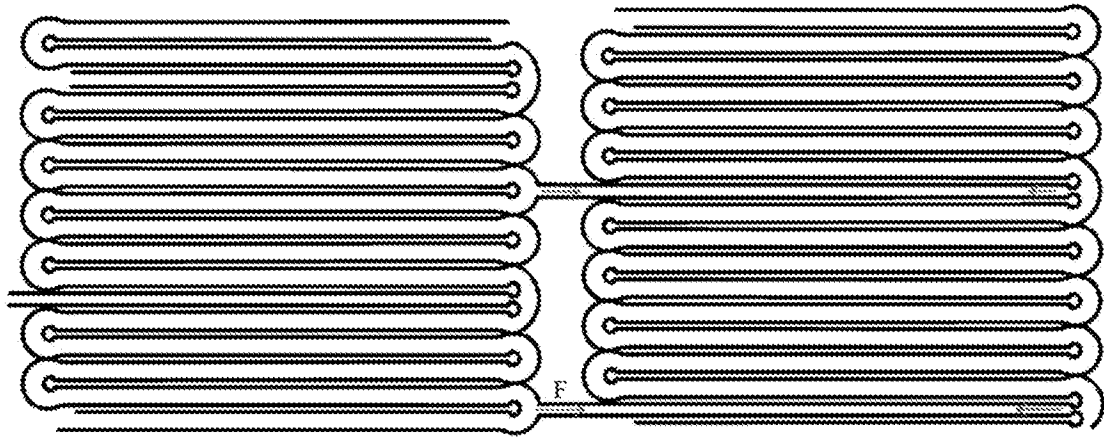


图3

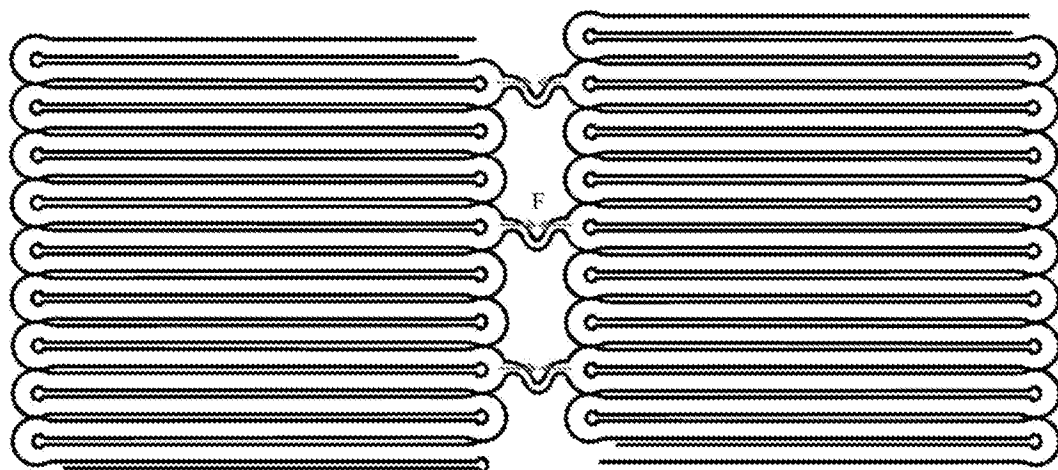


图4

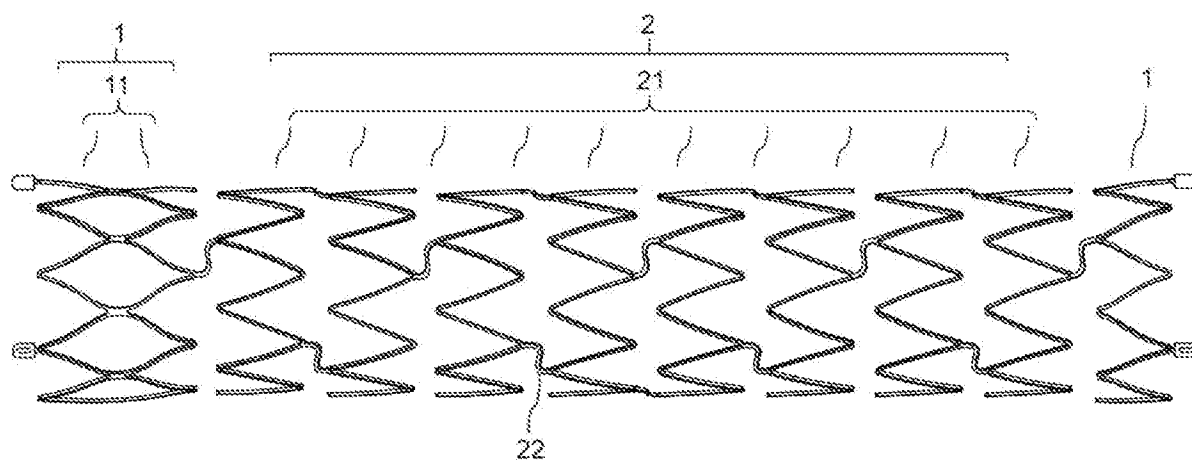


图5

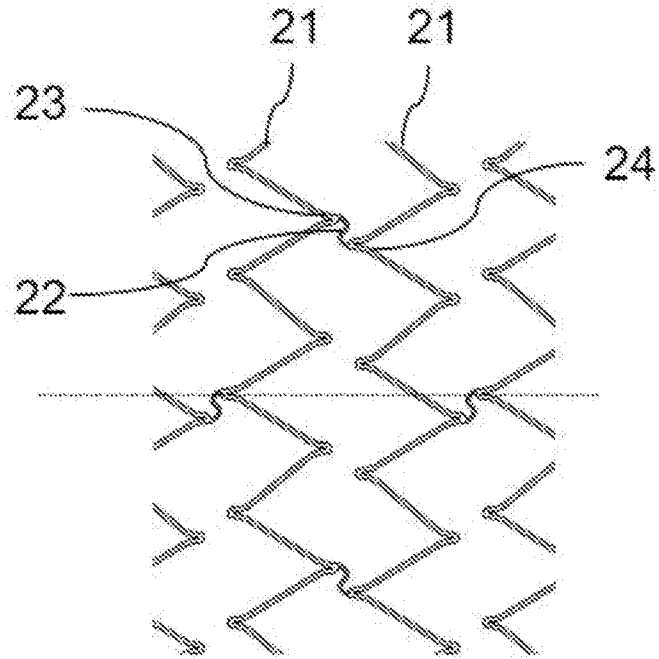


图6

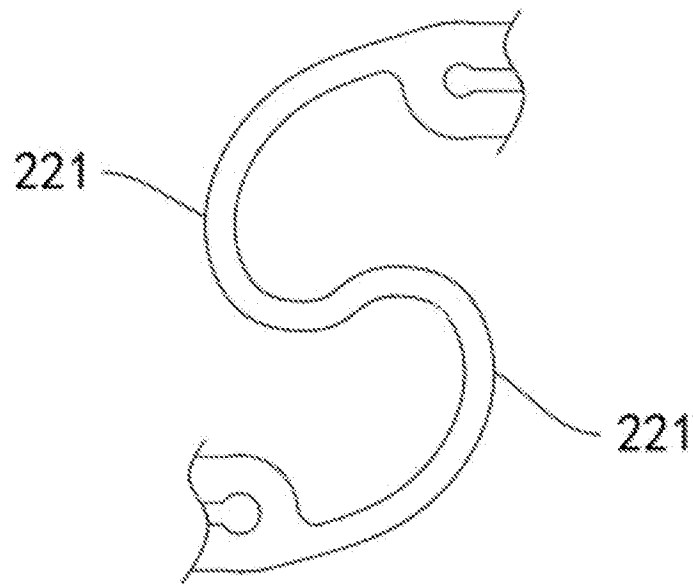


图7

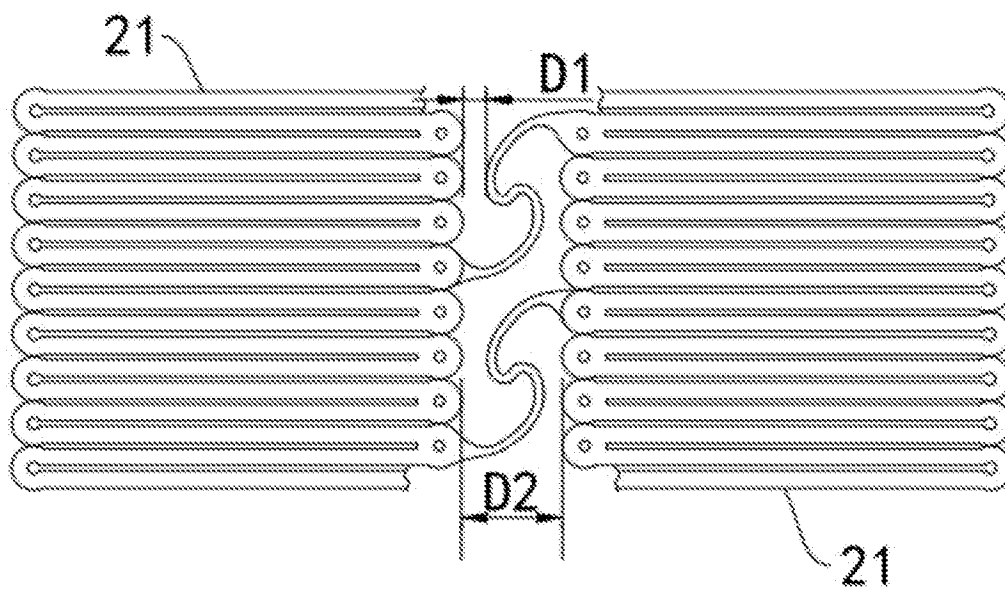


图8

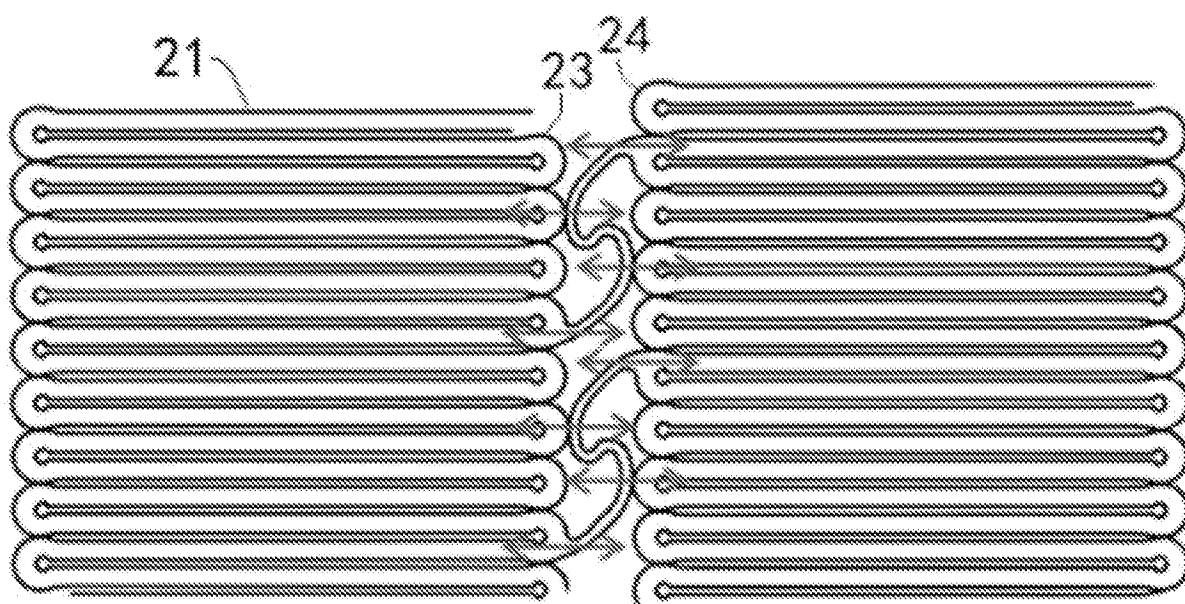


图9

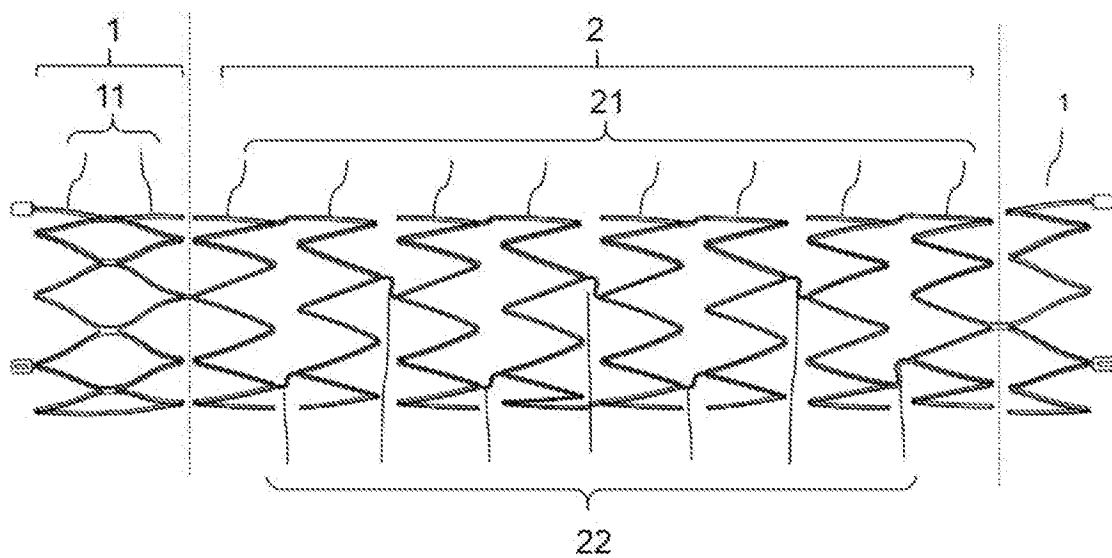


图10

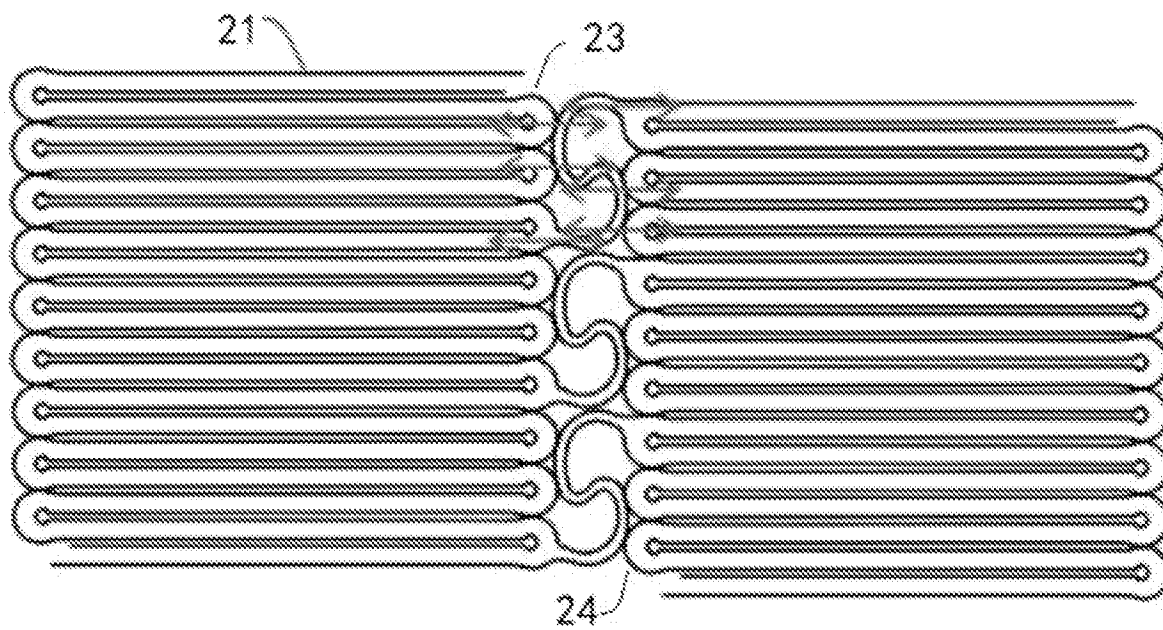


图11

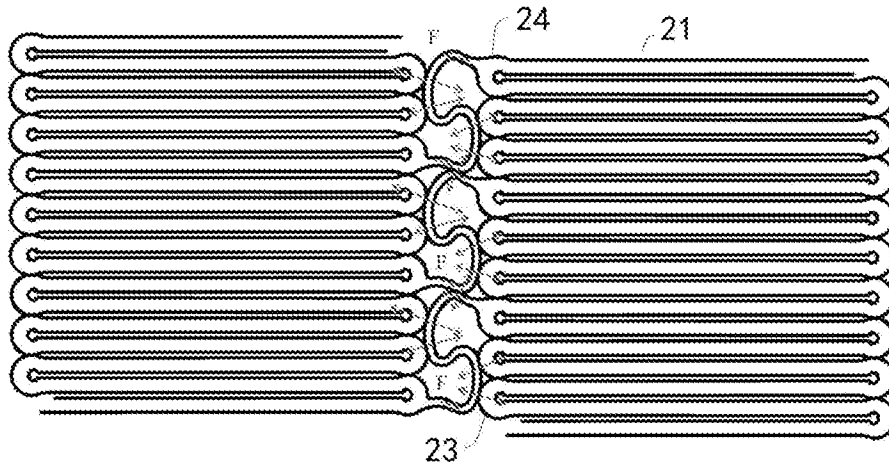


图12