



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109199658 B

(45) 授权公告日 2024.03.29

(21) 申请号 201810705885.3

A61F 2/07 (2013.01)

(22) 申请日 2018.07.02

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109199658 A

CN 102341067 A, 2012.02.01
JP 2004097382 A, 2004.04.02

(43) 申请公布日 2019.01.15

CN 209107691 U, 2019.07.16
CN 101495071 A, 2009.07.29

(66) 本国优先权数据
201710532632.6 2017.07.03 CN

CN 105167892 A, 2015.12.23
US 2003125641 A1, 2003.07.03

(73) 专利权人 深圳市科奕顿生物医疗科技有限
公司

CN 101500516 A, 2009.08.05
JP 2003062087 A, 2003.03.04

地址 518118 广东省深圳市坪山区坪山街
道大工业区规划五路1号

CN 203763304 U, 2014.08.13
CN 106456320 A, 2017.02.22

(72) 发明人 陈奕龙 黄伟 赵向前

US 6589275 B1, 2003.07.08
JP 2016146869 A, 2016.08.18

(74) 专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事
务所(普通合伙) 44248

US 2006195177 A1, 2006.08.31
US 2007135889 A1, 2007.06.14

专利代理师 胡吉科

审查员 郝星

(51) Int. Cl.

A61F 2/90 (2013.01)

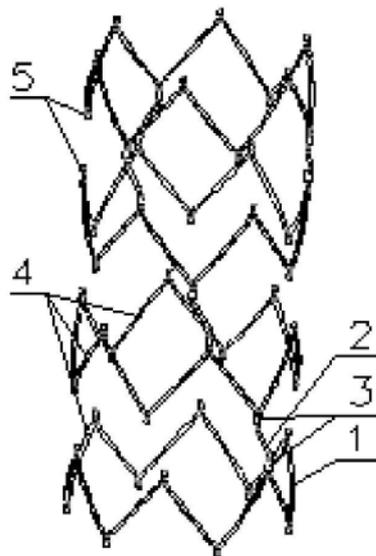
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种自膨式管腔支架及其制作方法

(57) 摘要

本发明提供了一种自膨式管腔支架及其制
作方法,所述支架包括:两条以上的环状物(1)、
一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套
管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的
两端连接,连接杆(2)至少一端和环状物(1)用第
一连接套管(3)套接,形成支架。使得该支架不仅
能压缩至较小的输送鞘管中,还具有优越的柔顺
性和耐疲劳性能,保证支架能在压缩至细小鞘管
中不会断裂,也保证支架在人体管腔内长期稳
定。



1. 一种自膨式管腔支架,其特征在于,包括:两条以上的环状物(1)、一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的两端连接,所述环状物(1)具有波峰和波谷,连接杆(2)至少一端和环状物(1)的波峰或波谷用第一连接套管(3)套接,形成支架;

其中,所述环状物(1)由多根支撑杆(4)组成并呈波形,至少其中两根支撑杆(4)的各自一端用第二连接套管(5)套接而形成所述波形的波峰或波谷。

2. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,第一连接套管(3)和第二连接套管(5)是同一或者不同的连接套管。

3. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,连接杆(2)和支撑杆(4)的各自两端对侧去除部分材料,两条支撑杆(4)端部和连接杆(2)端部集合后形成圆柱状,套入第一连接套管(3)中。

4. 根据权利要求3所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述连接杆(2)和支撑杆(4)分别为圆形柱状,与所述连接杆(2)连接的两条支撑杆(4)及连接杆端部对侧分别以 120° 扇形为中心去除部分材料。

5. 根据权利要求3或4所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,未和连接杆(2)连接的其他两条支撑杆(4)端部并排后形成圆柱状,套入第二连接套管(5)中;多条支撑杆(4)首尾依次通过第二连接套管(5)连接形成环状物(1)。

6. 根据权利要求3所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述支撑杆(4)为圆形柱状,未和连接杆(2)连接的其他两条支撑杆(4)端部对侧分别以半圆为中心去除部分材料。

7. 根据权利要求3所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,去除所述支撑杆(4)和连接杆(2)两端部分材料时,是沿圆柱垂直去除,或者是呈一定弧度的去除,弧度为 $3-15^\circ$ 。

8. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述支撑杆(4)具有第一端部(401)和与之相对的第二端部(402),以及在所述第一端部(401)和第二端部(402)之间延伸的连接部分(403),所述第一端部(401)和第二端部(402)分别与连接部分(403)的面形成一个角度,角度为 $15-90^\circ$ 。

9. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述环状物(1)由 $8-32$ 根支撑杆(4)组成,形成 $4-16$ 个波;所述支撑杆(4)直径为 $0.1-1.2$ 毫米,长度为 $4-40$ 毫米;由多根支撑杆(4)形成的环状物(1)波形的波峰、波谷夹角分别为 $10-120^\circ$ 。

10. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述第一连接套管(3)套接后采用热焊方式或者冲压方式进行固定连接。

11. 根据权利要求2所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述第二连接套管(5)套接后采用热焊方式或者冲压方式进行固定连接。

12. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,组成支架两端的环状物(1)之间通过端部连接杆(6)连接,形成螺旋线形或直线形。

13. 根据权利要求1所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,还包括薄膜(7),管腔支架上部分或全部覆有薄膜。

14. 根据权利要求13所述的一种自膨式管腔支架,其特征在于,所述薄膜为PET或者ePTFE薄膜,薄膜上附有药物。

15. 一种如权利要求1—14中任意一项所述自膨式管腔支架的制作方法,其特征在于,

包括:将支撑杆的一个端部与另一个支撑杆的一个端部用套管套接固定,所述套管套接固定的两个支撑杆位于所述套管的同一侧并且从所述套管向外呈夹角分布,以形成支架的环状物的波峰或波谷;

或者,将支撑杆的一个端部与另一个支撑杆的端部和连接杆的一个端部共同用套管套接固定,所述套管套接固定的两个支撑杆位于所述套管的同一侧并且从所述套管向外呈夹角分布,以形成支架的环状物的波峰或波谷。

一种自膨式管腔支架及其制作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于支撑或修补人体管腔的医疗器械技术领域,尤其涉及一种管腔内介入使用的自膨式管腔支架及其制作方法。

背景技术

[0002] 人体有大大小小的管腔,如血管,气管,食道,胆道,肠道,尿道等,直径从几毫米到几十毫米不等。当这些人体自然管腔出现病变,如狭窄,破漏,或瘤状膨胀时,以前通常采取外科的治疗方法进行治疗。但是外科的方法不仅创伤大,而且恢复周期长。越来越多的人体管腔疾病可通过微创介入使用的方法进行预防和/或治疗。

[0003] 比如,管腔支架植入扩张撑开狭窄管腔,或者覆膜支架植入管腔瘤和破漏部位进行修补,使得人体管腔恢复通畅管道。通常将支架装入细小的输送鞘管中,沿管腔通路送到人体管腔的病变部位,再送鞘管内退出释放再管腔内。这种治疗通常要求:1) 支架应能尽可能的压缩到较小的鞘管内,以减少输送过程对管腔的损伤,降低输送的难度;2) 支架应具有较耐疲劳性能;3) 支架应具有较好的柔顺性。

[0004] 目前管腔支架主要采用激光切割和编织的方式来制作。激光切割支架如专利CN103784222B所描述的新型的激光切割镍钛合金管制成的自膨式支架。该支架支柱由沿支架轴向和纵向连续绕行的螺旋带组成。支架按照设计的花纹进行激光切割后,通过热处理扩张定型而成,尽管可以通过各种花纹的设计来改善支架的柔顺性,提高支架的耐疲劳性能,但是这种激光切割的支架固有的柔顺性不佳,容易发生支架疲劳断裂,不宜用于比较弯曲并且具有一定的活动性的人体管腔位置。另外一种管腔支架为编织支架,如专利CN103598929B描述的一种采用镍钛丝按照波形弯曲而成的波形环状物,这种有效的解决了支架的柔顺性问题,但是波形的曲率半径如果太小,容易发生支架断裂,如果波形的曲率半径太大,支架无法压缩到细小的鞘管内。因此,目前该类型支架所使用的输送鞘管一般比激光切割支架的要大。如专利CN102973341B描述的一种缠绕型编织支架,该支架也同样仅能克服柔顺性的问题。由于缠绕的镍钛丝不能过大,仅能使用较细的镍钛丝来制作,因此支架的支撑力较小,仅能使用在小管腔内。而专利申请CN105769383A描述的编织支架同时采用波形编织和缠绕编织混编,进一步提升了支架的支撑性能。但是编织过程的镍钛丝弯曲造成的支架耐断裂性能低下和输送鞘管大的性能并未得到有效改善。

[0005] 目前公认理想的管腔支架应具备以下特征:①可压缩至较小的输送鞘管中;②有较好的柔顺性;③有较高的耐疲劳性能。因此本发明的目的是发展一种新型的支架及其制作方法,以此同时满足以上三个特征。

发明内容

[0006] 鉴于现有技术的缺陷,本发明的目的是发展一种新型的支架及其制作方法,使得该支架不仅能压缩至较小的输送鞘管中,还具有优越的柔顺性和耐疲劳性能,保证支架能在压缩至细小鞘管中不会断裂,也保证支架在人体管腔内长期稳定。

[0007] 为了实现上述目的,本发明的第一技术方案为:一种自膨式管腔支架,包括:两条以上的环状物(1)、一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的两端连接,连接杆(2)至少一端和环状物(1)用第一连接套管(3)套接,形成支架。

[0008] 本发明的环状物(1)之间采用一根或多根连接杆(2)和连接套管(3)套接,可以使支架发生弯折时不易被折断,能适应各种形态的人体管腔,显著提高临床治疗效果,同时既可使环状物之间连接更稳固又可避免支架进出鞘管时支撑杆之间发生绞结。

[0009] 优选所述环状物(1)由多根支撑杆(4)组成,至少其中两根支撑杆(4)的各自一端用第二连接套管(5)套接而成。

[0010] 其中,第一连接套管(3)和第二连接套管(5)可以是同一或者不同的连接套管。

[0011] 本发明支架的环状物(1)由于没有编织支架的弯曲部分的曲率的限制,环状物(1)的两根支撑杆(4)可以很好被压缩,并贴合在一起,有效的减小了压缩后的直径,使得支架可被压缩至较小的输送鞘管中而不会发生断裂,同时由所采用拼接方式使得这些支撑杆(4)贴合时引起的支撑杆的形变较编织支架弯曲部分的形变小很多,该支架因此具有良好的压缩性能和耐疲劳性能。

[0012] 这种支架是优选镍钛丝拼接而成,从而该支架继承了编织支架的柔顺性能,避免了切割支架柔顺性差的缺点。

[0013] 所述的连接杆(2)和支撑杆(4)优选分别为圆形柱状,连接杆(2)和支撑杆(4)的各自两端对侧去除部分材料,两条支撑杆(4)端部和连接杆(2)端部集合后形成圆柱状,套入第一连接套管(3)中。优选所述与连接杆(2)连接的两条支撑杆(4)及连接杆端部对侧分别以 120° 扇形为中心去除部分材料。

[0014] 连接杆(2)和支撑杆(4)的各自两端一起拼接成圆柱状通过套入套管连接,整个过程简单方便,操作性强,同时通过焊接使连接更牢固。

[0015] 另外,未和连接杆(2)连接的其他两条支撑杆(4)端部并排后形成圆柱状,套入第二连接套管(5)中。优选通过焊接等固定连接。优选多条支撑杆(4)首尾依次通过套管(5)连接形成环状物(1)。优选所述未和连接杆(2)连接的其他两条支撑杆(4)端部对侧分别以半圆为中心去除部分材料。

[0016] 这种环状物波形的波峰和波谷由套管连接,不会如现有技术那样由一根镍钛金属丝弯折形成波浪形,波峰波谷由此会受到弯折曲率限制,即使在波峰波谷处将弯角进行各种处理,比如形成圆弧形,在支架压缩进入鞘管时也难免发生折断。本发明通过套管拼接支撑杆形成波峰波谷,不存在弯折限制,可以有效解决上述问题。

[0017] 优选未和连接杆(2)连接的支撑杆(4)两端对侧以半圆为中心去除部分材料,这样两条支撑杆(4)端部并排后,经套管连接后的受力更为均匀,牢固性更好;而和连接杆(2)连接的支撑杆(4)两端对侧以 120° 扇形为中心去除部分材料;这样两条支撑杆(4)端部和连接杆(2)端部并排后,经套管连接后的受力更为均匀,牢固性更好。

[0018] 其中,优选支撑杆(4)、连接杆(2)去除部分材料时,可沿圆柱垂直去除,也可以是呈一定弧度的去除,最优的弧度为 $3-15^\circ$ (即削去平面(408)与圆柱轴心的角度,当为两条杆拼接时,即为切割弧度变化为 $165-177^\circ$ 和 $183-195^\circ$ 配合,三条杆或者四条杆拼接时,按照前述角度调整)。

[0019] 通过前述方案,本发明的支撑杆(4)的连接端部(401)、(402)分别与连接部分(403)的面可形成一个角度,角度为15-90度,这样可保证两个支撑杆(4)端部拼接成圆柱状,这与连接部分(403)圆柱状形状一致,更易于拼接从而使支撑杆端部连接更牢固。

[0020] 本发明的环状物(1)由8-32根支撑杆(4)组成,形成4-16个波。由8-32根支撑杆形成的环状波形支架可以适应各种大小的管腔,同时从几何学角度保证了支架良好的支撑力。环状物(1)的个数、直径、形状可以根据管腔病变的长短和结构做适当调整。

[0021] 本发明的支撑杆(4)直径为0.1-1.2毫米,长度优选为4-40毫米。

[0022] 本发明由多根支撑杆(4)形成的环状物(1)波形的波峰、波谷夹角分别为10-120度。

[0023] 上述设计可以避免波形的曲率半径过小或过大,使支架更易压缩进入鞘管而不会发生弯折断裂,同时确保所用输送装置管径可减小到9F左右,减少输送过程对管腔的损伤,降低输送的难度,上述支撑杆直径的设定及波形角度和高度的设定可使支架植入大血管之后具有良好的支撑力,显著提高临床治疗效果。上述支架优选适用于动脉血管,特别是主动脉和主动脉分支。

[0024] 本发明的另一目的在于提供一种前述自膨式管腔支架的制作方法,具体包括:支撑杆(4)用套管(5)套接。套接后进行固定连接,可采用激光焊接、氩弧焊接、电阻焊等热焊方式。也可采用冲压连接。

[0025] 本发明所述组成支架两端的环状物(1)之间通过端部连接杆(6)连接后,可形成螺旋线形或直线形。

[0026] 优选所述端部连接杆(6)采用前述连接杆(2)的方式套接。

[0027] 所述自膨式管腔支架还包括薄膜(7),做成覆膜支架,本发明的支架上可部分或全部覆有薄膜,所述薄膜可为PET或者ePTFE薄膜。优选薄膜上可附有药物提高治疗效果。

[0028] 与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0029] 本发明的自膨式管腔支架可压缩至较小的输送鞘管中,鞘管直径可减小到9F左右,本发明的支架因此可以减少输送过程对管腔的损伤,降低输送的难度。

[0030] 本发明的自膨式管腔支架具有优越的柔顺性和耐疲劳性能,保证支架能压缩至细小鞘管中不会断裂。

[0031] 本发明的的自膨式管腔支架具有优良的支撑力,能适应于各种形态的管腔,保证支架在人体管腔内长期稳定。

[0032] 本发明的的自膨式管腔支架表面覆盖PET或者ePTFE薄膜,具有更好的治疗效果。

[0033] 本发明的的自膨式管腔支架支撑杆之间连接牢固,制作方法简单,节省成本。

附图说明:

[0034] 图1本发明一种自膨式管腔支架整体结构图

[0035] 图2本发明一种自膨式管腔支架环状物组成结构图

[0036] 图3本发明一种自膨式管腔支架支撑杆连接示意图

[0037] 图4本发明一种自膨式管腔支架支撑杆拼接部位局部放大图

[0038] 图5本发明一种自膨式管腔支架包裹薄膜后的结构图

[0039] 其中,环状物(1),连接杆(2),第一连接套管(3),支撑杆(4),第二连接套管(5),端

部连接杆(6)。

具体实施方式:

[0040] 下面结合具体实施例和附图对本发明作进一步详细说明,但是本发明的内容不局限于实施例。

[0041] 实施例1

[0042] 如图1所示,本实施例一种自膨式管腔支架,采用镍钛丝拼接而成,从而该支架继承了编织支架的柔顺性能,避免了切割支架柔顺性差的缺点。

[0043] 该支架包括:两条以上的环状物(1)、一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的两端连接,连接杆(2)至少一端和环状物(1)用第一连接套管(3)套接,形成支架。

[0044] 提供了一种新的自膨式管腔支架实现方式,大大降低了压握过程中连接杆及支架波峰、波谷所经承受的屈服力。

[0045] 实施例2

[0046] 如图1所示,本实施例一种自膨式管腔支架,采用镍钛丝拼接而成,从而该支架继承了编织支架的柔顺性能,避免了切割支架柔顺性差的缺点。

[0047] 该支架包括:两条以上的环状物(1)、一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的两端连接,连接杆(2)至少一端和环状物(1)用第一连接套管(3)套接,形成支架。

[0048] 其中环状物(1)由多根支撑杆(4)组成,至少其中两根支撑杆(4)的各自一端用第二连接套管(5)套接而成。第一连接套管(3)和第二连接套管(5)可以是同一或者不同的连接套管。这里支架中环状物(1)的数量视实际临床需要而定,所用支撑杆(4)的数目根据治疗部位空间大小及支架整体结构稳定性而定。

[0049] 本发明的环状物(1)之间采用一根或多根连接杆(2)和连接套管(3)套接,可以使支架发生弯折时不易被折断,能适应各种形态的人体管腔,显著提高临床治疗效果,同时既可使环状物之间连接更稳固又可避免支架进出鞘管时支撑杆之间发生绞结。这样的支架和环状物(1)由于没有编织支架的弯曲部分的曲率的限制,环状物(1)的两根支撑杆(4)可以很好被压缩,并贴合在一起,有效的减小了压缩后的直径,使得支架可被压缩至较小的输送鞘管中而不会发生断裂,同时由于采用拼接方式使得这些支撑杆(4)贴合时引起的支撑杆的形变较编织支架弯曲部分的形变小很多,该支架因此具有良好的压缩性能和耐疲劳性能。

[0050] 实施例3

[0051] 如图1和图2所示,本实施例一种自膨式管腔支架,采用镍钛丝拼接而成,从而该支架继承了编织支架的柔顺性能,避免了切割支架柔顺性差的缺点。

[0052] 该支架包括:两条以上的环状物(1)、一根以上的连接杆(2)和一个以上的第一连接套管(3),至少两条环状物(1)分别和连接杆(2)的两端连接,连接杆(2)至少一端和环状物(1)用第一连接套管(3)套接,形成支架。进一步如图2所示,环状物(1)由多根支撑杆(4)通过第二连接套管(5)拼接组成。

[0053] 这里连接杆(2)和支撑杆(4)优选为圆形柱状,连接杆(2)和支撑杆(4)的各自两端

对侧去除部分材料,两条支撑杆(4)端部和连接杆(2)端部集合后形成圆柱状,套入第一连接套管(3)中,通过焊接等固定连接。三个拼接部一起拼接成圆柱状套入套管连接,整个过程简单方便,操作性强,同时通过焊接使连接更牢固。

[0054] 未和连接杆(2)连接的其他两条支撑杆(4)端部并排后形成圆柱状,套入第二连接套管(5)中,通过焊接等固定连接。优选支撑杆(4)首尾依次通过套管(5)连接形成环状物(1)。这种环状物波形的波峰和波谷由套管连接,不会如现有技术那样由一根镍钛金属丝弯折形成波浪形,波峰波谷由此会受到弯折曲率限制,即使在波峰波谷处将弯角进行各种处理,比如形成圆弧形等,在支架压缩进入鞘管时也难免发生折断,本发明通过套管拼接支撑杆形成波形,不存在弯折限制,可以有效解决上述问题。

[0055] 实施例4

[0056] 在实施例1、实施例2或实施例3的基础上,未和连接杆(2)连接的支撑杆(4)两端对侧以半圆为中心去除部分材料,这样两条支撑杆(4)端部并排后,经套管连接后的受力更为均匀,牢固性更好;而和连接杆(2)连接的支撑杆(4)两端对侧以 120° 扇形为中心去除部分材料;这样两条支撑杆(4)端部和连接杆(2)端部并排后,经套管连接后的受力更为均匀,牢固性更好。

[0057] 其中,如图4所示,优选去除部分材料时,可沿圆柱垂直去除,也可以是呈一定弧度的去除,最优的弧度为3-15度。

[0058] 如图3所示,本发明的支撑杆(4)的端部(401)、(402)分别与连接部分(403)的面可形成一个角度,角度为15-90度,这样可保证两个支撑杆(4)端部拼接成圆柱状,这与连接部分(403)圆柱状形状一致,更易于拼接从而使支撑杆端部连接更牢固。

[0059] 实施例5

[0060] 在实施例1、实施例2、实施例3或实施例4的基础上,本实施例的环状物(1)选取8-32根支撑杆(4)组成,形成4-16个波。由8-32根支撑杆形成的环状波形支架可以适应各种大小的管腔,同时从几何学角度保证了支架良好的支撑力。环状物(1)的个数、直径、形状可以根据管腔病变的长短和结构做适当调整。同时本实施例支撑杆(4)的直径为0.1-1.2毫米,

[0061] 支撑杆(4)形成的环状物(1)波形的波峰波谷夹角为10-120度,支撑杆(4)形成的环状物(1)波形的波峰与波谷高度差为4-40毫米,其余同实施例3。这样可以避免波形的曲率半径过小或过大,使支架更易压缩进入鞘管而不会发生弯折断裂,同时确保所用输送装置管径可减小到9F左右,减少输送过程对管腔的损伤,降低输送的难度,上述支撑杆直径的设定及波形角度和高度的设定可使支架植入大血管之后具有良好的支撑力,显著提高临床治疗效果。

[0062] 实施例6

[0063] 在实施例5基础上,环状物(1)由8-32根支撑杆(4)首尾依次通过第二连接套管(5)拼接而成波浪形,采用此数量支撑杆形成的环状物可适应不同形态大小的人体管腔,形成4-16个波峰波谷角度为90度的波,波峰波谷的高度差为25毫米,波峰波谷角度呈直角可使支架具备更好的支撑力,限定波峰波谷高度差可以使支架整体获得更稳固结构,同时也因此限定了环状物数量,防止环状物数量太少影响治疗效果,数量太多不利于节省制作成本。支撑杆(4)一般为圆形柱状,直径为0.5毫米,避免支撑杆(4)因为太细导致支架整体支撑力下降。

[0064] 实施例7

[0065] 本实施例提供一种前述自膨式管腔支架的制作方法,具体包括:连接杆或支撑杆用套管套接。

[0066] 进一步的固定方式包括:可采用激光焊接,氩弧焊接,电阻焊等热焊方式。也可采用冲压连接。其余与实施例4相同。这与现有技术采用机械方法固定相比更牢固,大大提高了支架使用寿命。

[0067] 实施例8

[0068] 如图5所示,本实施例一种自膨式管腔支架,支架两端的环状物(1)之间可采用一根或多根端部连接杆(6)和第一连接套管(3)连接,这样既可使环状物之间连接更稳固又可避免支架进出鞘管时支撑杆之间发生绞结,同时本实施例的连接环状物经连接杆连接后可形成螺旋线形或直线形支架。

[0069] 通过本实施例的连接杆根数和形态设定,使支架整体获得了稳固性能,有益于临床治疗效果。

[0070] 实施例9

[0071] 如图5所示,本实施例一种自膨式管腔支架还包括薄膜(7),可以做成覆膜支架。

[0072] 本发明的支架上可部分或全部覆有塑料薄膜,所述薄膜可为PET或者ePTFE薄膜,薄膜上可附有药物提高治疗效果。

[0073] 本发明相对于现有技术所具有的有益效果包括:

[0074] 本发明的自膨式管腔支架可压缩至较小的输送鞘管中,鞘管直径可减小到9F左右,本发明的支架因此可以减少输送过程对管腔的损伤,降低输送的难度。

[0075] 本发明的的自膨式管腔支架具有优越的柔顺性和耐疲劳性能,保证支架能压缩至细小鞘管中不会断裂。

[0076] 本发明的的自膨式管腔支架具有优良的支撑力,能适应于各种形态的管腔,保证支架在人体管腔内长期稳定。

[0077] 本发明的的自膨式管腔支架表面覆盖PET或者ePTFE薄膜,具有更好的治疗效果。

[0078] 本发明的的自膨式管腔支架支撑杆之间连接牢固,制作方法简单,节省成本。

[0079] 上述实施例1~9为本发明的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

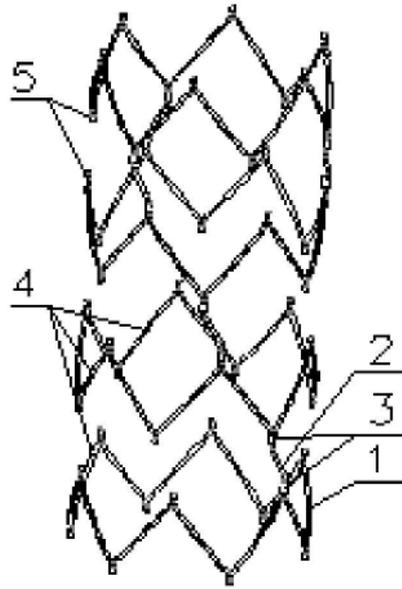


图1

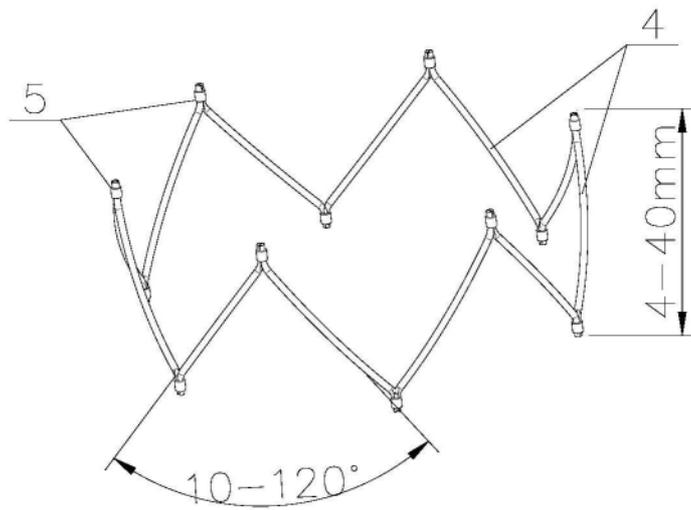


图2

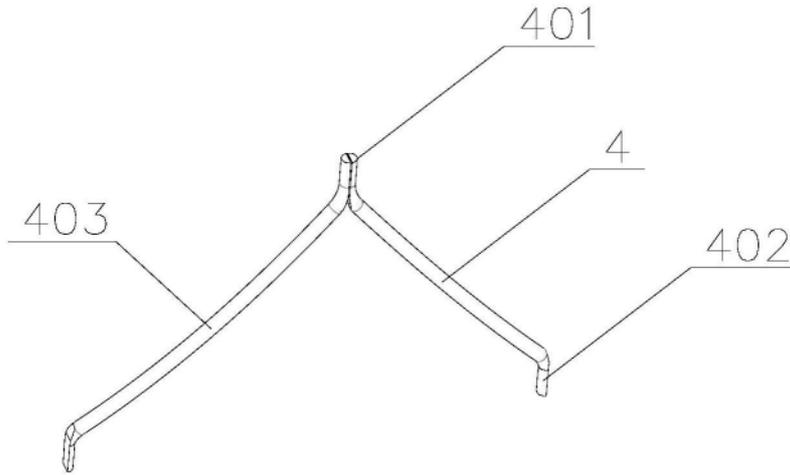


图3

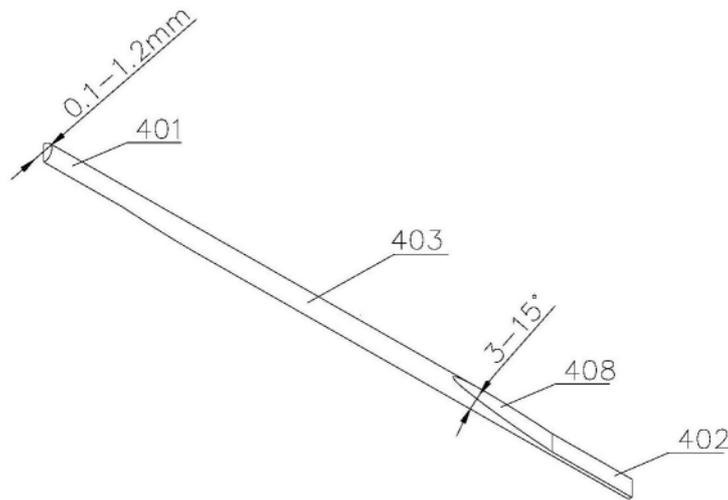


图4

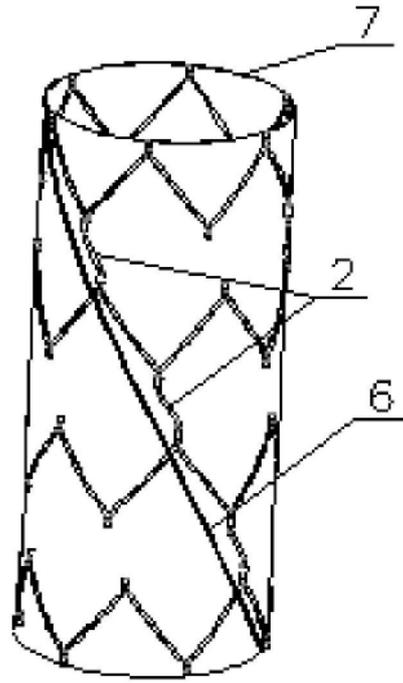


图5