(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112971904 B
(45)授权公告日 2024.09.20

(21)申请号 202110196807.7
(22)申请日 2016.12.14
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112971904 A
(43)申请公布日 2021.06.18
(30)优先权数据
62/269,867 2015.12.18 US
62/341,789 2016.05.26 US
(62)分案原申请数据
201680073565.X 2016.12.14
(73)专利权人 斯瑞克公司
地址 美国密歇根州
专利权人 史赛克欧洲运营控股有限责任公司
(72)发明人 理查德·墨菲 陈汉存
(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限责任公司 11240
专利代理师 杜升
(51)Int.Cl.
A61B 17/12(2006.01)
(56)对比文件
US 2007055302 A1,2007.03.08
US 5382259 A,1995.01.17
审查员 苏蔷薇

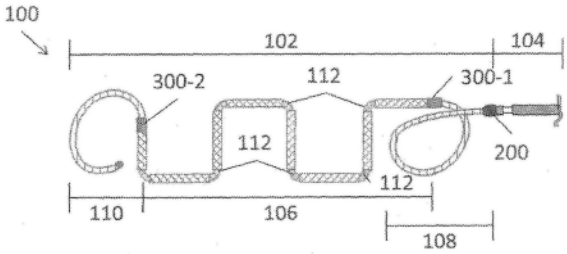
权利要求书2页 说明书21页 附图24页

(54)发明名称

血管闭塞装置和递送组件

(57)摘要

本发明涉及血管闭塞装置和递送组件,具体涉及一种血管闭塞治疗系统,包括递送组件;和通过递送组件接头可拆卸地连接至递送组件的血管闭塞装置。血管闭塞装置包括由一根或多根复合线缆形成的编结部分,连接至编结部分的盘绕部分,和将编结部分连接至盘绕部分的装置内接头。每根复合线缆包括由芯金属材料制成的芯,和由与芯金属材料不同的外部金属材料制成的外层。芯和外层中的一种分别比芯和外层中的另一种具有更大的不透射线性和更小的刚性。



CN 112971904 B

1.一种血管闭塞治疗系统,包括:

递送组件;和

通过可断开接头可拆卸地连接至所述递送组件的血管闭塞装置,所述血管闭塞装置包括:

近侧线圈,具有近侧内部轴向内腔和连接至所述可断开接头的近端部分,

远侧线圈,设置在所述近侧线圈的远端,和

中间编带,设置在所述近侧线圈和所述远侧线圈之间,并且具有通过第一装置内接头连接至所述近侧线圈的远端部分的近端部分,所述中间编带包括多个细长编结部件,其中两个或更多个所述编结部件从所述中间编带近侧延伸通过所述近侧线圈的所述近侧内部轴向内腔,并分别固定于所述近侧线圈的近端部分,由此形成近侧线圈抗拉伸部件;

其中每个细长编结部件包括:

芯,

至少部分围绕所述芯的中间层,和

至少部分围绕所述中间层的外层,

其中,所述芯、所述中间层和所述外层各自由金属材料构成,

其中,所述芯、所述中间层和所述外层各自具有相应的不透射线性和相应的刚度,并且

其中所述芯、所述中间层和所述外层中的一种比另外两种中的一种或两种具有更大的不透射线性和/或更小的刚度。

2.根据权利要求1所述的血管闭塞治疗系统,其中,每个所述近侧线圈抗拉伸部件具有附接至所述可断开接头的远侧部分的近端,所述可断开接头的远侧部分连接至所述近侧线圈的近端部分,所述可断开接头配置为使所述可断开接头的远侧部分在可断开接头断开时保持连接至所述近侧线圈的近端部分。

3.根据权利要求2所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述近侧线圈抗拉伸部件的近端包括接合至形成于所述可断开接头的远侧部分中的孔口的相应的钩。

4.根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中:

所述远侧线圈具有通过第二装置内接头附接于所述中间编带的远端部分的近端部分,并且

所述远侧线圈具有远侧内部轴向内腔,其中相同或不同的两个或更多个所述编结部件从所述中间编带向远侧延伸通过所述远侧线圈的所述远侧内部轴向内腔,并分别固定至所述远侧线圈的远端部分,由此形成远侧线圈抗拉伸部件。

5.根据权利要求4所述的血管闭塞治疗系统,进一步包括连接至所述远侧线圈的远端部分并至少部分通过将所述远侧线圈抗拉伸部件的各自的远端连接在一起而形成的远端接头。

6.根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述编带由24-32根拉制填充管形成,每根管都具有按体积计40至50%的铂含量和0.00115英寸至0.00125英寸的外径。

7.一种血管闭塞治疗系统,包括:

递送组件;和

通过可断开接头可拆卸地连接至所述递送组件的血管闭塞装置,所述血管闭塞装置包

括：

近侧线圈，具有近侧内部轴向内腔和连接至所述可断开接头的近端部分，

远侧线圈，设置在所述近侧线圈的远端，并且具有远侧内部轴向内腔，和

中间编带，设置在所述近侧线圈和所述远侧线圈之间，并且具有通过装置内接头连接至所述远侧线圈的近端部分的远端部分，所述中间编带包括多个细长编结部件，其中两个或更多个所述编结部件从所述编带向远侧延伸穿过所述远侧线圈的所述轴向内腔并分别固定至所述远侧线圈的远端部分，由此形成远侧线圈抗拉伸部件；

其中每个细长编结部件包括：

芯，

至少部分围绕所述芯的中间层，和

至少部分围绕所述中间层的外层，

其中，所述芯、所述中间层和所述外层各自由金属材料构成，

其中，所述芯、所述中间层和所述外层各自具有相应的不透射线性和相应的刚度，并且

其中所述芯、所述中间层和所述外层中的一种比另外两种中的一种或两种具有更大的不透射线性和/或更小的刚度。

8.根据权利要求7所述的血管闭塞治疗系统，还包括连接至所述远侧线圈的远端部分并且至少部分通过将所述远侧线圈抗拉伸部件的相应远端连接至一起而形成的远端接头。

9.根据权利要求7或8所述的血管闭塞治疗系统，其中，所述编带由24-32根拉制填充管形成，每根管都具有按体积计40至50%的铂含量和0.00115英寸至0.00125英寸的外径。

血管闭塞装置和递送组件

[0001] 本申请是申请日为2016年12月14日、发明名称为“血管闭塞装置和递送组件”的中国专利申请号201680073565.X的分案申请。

[0002] 相关申请数据

[0003] 本申请要求在35U.S.C.§119下享有2015年12月18日提交的美国临时申请序列号62/269,867和2016年5月26日提交的62/341,789的权益。前述申请通过引证以其全部内容结合于本文中。

技术领域

[0004] 公开的发明的领域一般涉及用于在人类患者的血管中建立栓塞或血管闭塞的血管闭塞装置。更具体地,公开的发明涉及至少部分编结或编结的血管闭塞装置,这种装置内的接头和用于将这种装置连接至递送系统的接头。

背景技术

[0005] 出于多种原因使用血管闭塞装置或植入物,包括血管内动脉瘤的治疗。常用的血管闭塞装置包括通过围绕“初级”芯轴缠绕铂(或铂合金)线股形成的柔软的螺旋缠绕的线圈。然后将线圈围绕更大的“次级”芯轴缠绕,并热处理而赋予次级形状。例如,授予Ritchart等人的美国专利号4,994,069(如同以全部陈述一样通过引证完全结合于本文中)描述了一种血管闭塞装置,其在被拉伸以通过递送导管的管腔放置时会呈现线性、螺旋形的初级形状,而在从递送导管释放并放置于脉管系统中时会呈现折叠、盘绕的次级形状。

[0006] 为了将血管闭塞装置递送至脉管系统中的期望位置,例如,动脉瘤囊内,众所周知的是首先使用可操纵的导丝定位小型递送导管或“微导管”定。通常,微导管的远端由主治医师或由制造商提供,具有选择的预成形的弯曲,例如,45°,26°,“J”字,“S”字或其它弯曲形状,这取决于患者的特定解剖结构,以便一旦导丝撤回,其将保持于期望的位置内,用于将一个或多个血管闭塞装置释放入动脉瘤内。然后使递送或“推杆(pusher)”组件或“丝线”穿过微导管,直到连接至递送组件远端的血管闭塞装置从微导管的远端开口伸出并进入动脉瘤内。一旦处于动脉瘤内,血管闭塞装置的部分变形或弯曲而允许更有效和完整的填充。然后血管闭塞装置从递送组件的远端释放或“脱离”,而递送组件通过导管撤回。取决于患者的具体需要,可以将一个或多个额外的血管闭塞装置通过导管推入并释放于同一位置。

[0007] 一种从递送组件末端释放血管闭塞装置的众所周知的方式是通过使用电解可分离的接头,其是沿着递送组件的远端部分定位的小的暴露部分或脱离区。脱离区通常由不锈钢制成,并位于血管闭塞装置的紧邻近端。当递送组件在如血液或其他体液的离子性溶液存在下带电时,电解可分离的接头易于电解而解体。因此,一旦脱离区离开导管远端并暴露于患者的血管血池中,通过与导电推杆的电接触施加的电流与返回电极一起完成电解分离回路,而分离区由于电解而解体。其他用于从递送组件释放血管闭塞装置的分离机制包括机械,热和液压机制。

[0008] 为了更好地支撑和填充动脉瘤,可以赋予于血管闭塞线圈复杂的三维次级形状,

并可以改变血管闭塞线圈的刚性/柔性。然而,血管闭塞线圈仍然具有性能限制,包括断裂性能,形状保持和锚定能力。

[0009] 一些血管闭塞装置的近端在已知为血管闭塞治疗系统的“主接头”,或“递送组件接头”处用粘结剂连接至递送组件的远端。另一个主接头设计公开于授予Kellett的美国专利号8,202,292中,其如同陈述其全部而通过引证完全结合于本文中。主接头包括将递送线连接至血管闭塞线圈的扁平接合器。递送线具有钩状或“J”字形的远端,其配置为接收在接合器的近端中的孔中以将递送线连接至接合器。血管闭塞线圈具有限定开口的绕线,开口配置为接收接合器的远端中的指状部以将血管闭塞线圈连接至接合器。因此,接合器帮助将递送线连接至血管闭塞线圈。其他主要的接头设计公开于Chen等人的美国专利申请序列号14/457,970中,其如同陈述其全部而通过引证完全结合于本文中。

[0010] 虽然采用粘结剂连接的主接头和包括扁平接合器的那些性能良好,但递送组件和血管闭塞装置的连接还可以改进。因此,仍然需要其他在主接头处将血管闭塞装置连接至递送组件的系统和方法。

发明内容

[0011] 在一个实施方式中,可植入的血管闭塞装置包括由一个或多个拉制填充管(drawn filled tube)形成的编带(braid)。每个拉制填充管包括由芯金属材料制成的芯,和由不同于芯金属材料的外部金属材料制成的外层。芯和外部金属材料各自具有分别的不透射线性和分别的刚度。芯和外部金属材料中的一种具有分别比芯和外部金属材料中另一种更大的不透射线性和更小的刚度。一个或多个拉制填充管各自具有小于80%的“屈服强度与极限强度”比率。

[0012] 在一个或多个实施方式中,芯金属材料包括铂,而外部金属材料包括镍钛诺(Nitinol)。在其他实施方式中,芯金属材料包括镍钛诺,而外部金属材料包括铂。编带可以包括绕制转在一起的第一和第二拉制填充管。一根或多根拉制填充管各自可以具有小于70%,60%或50%的“屈服强度与极限强度”比率。

[0013] 在另一个实施方式中,可植入的血管闭塞装置包括由16-48根拉制填充管形成的编带。每根拉制填充管具有包括铂的芯和包括镍钛诺的外层。多根拉制填充管各自具有按体积计35至60%的铂含量,和0.0010英寸至0.0015英寸的外径。

[0014] 在一个或多个实施方式中,编带由24-32根拉制填充管形成,每根管都具有按体积计40至50%的铂含量和0.00115英寸至0.00125英寸的外径。镍钛诺可以具有30至45℃的奥氏体结束温度。拉制填充管可以包括氧化物涂层。

[0015] 在另一个实施方式中,血管闭塞治疗系统包括递送组件和通过递送组件接头可拆卸地连接至递送组件的血管闭塞装置,其中血管闭塞装置包括编结部分,盘绕部分,和将编结部分连接至盘绕部分的装置内接头。

[0016] 在一个或多个实施方式中,编结部分包括近端和中段,其中近端的直径小于中段的直径。编结部分可以包括远端和中段,其中远端的直径小于中段的直径。盘绕部分可以包括近端和中段,其中近端的直径小于中段的直径。盘绕部分可以包括远端和中段,其中远端的直径小于中段的直径。

[0017] 在一个或多个实施方式中,递送组件具有远端,其中远端形成钩。编结部分可以包

括在其近端形成环的细长部件。钩可以穿过环,从而连接递送组件和血管闭塞装置。血管闭塞装置可以具有配置为防止钩向近侧移动的直径减小的近端。

[0018] 在各种实施方式中,递送组件接头包括具有近端和远端的连接件,并且连接件的远端包括多个指状部。多个指状部可以配置为在编结部分的相邻细长部件之间交接。多个指状部可以配置为在盘绕部分的相邻开口绕线之间交接。

[0019] 在一个或多个实施方式中,递送组件接头包括编结部件,并且至少一部分编结部件径向设置于血管闭塞装置的内部。

[0020] 在一个或多个实施方式中,递送组件接头包括围绕血管闭塞装置的至少一部分设置的管状体。管状体可以包括金属带和/或层压聚合物管。

[0021] 在一个或多个实施方式中,血管闭塞装置包括抗拉伸部件。抗拉伸部件可以是细长部件和/或编结管。装置内接头可以包括在抗拉伸部件的近端处形成的环。环可以环绕编结部分的细长部件而将抗拉伸部件锚定于其上。环可以环绕血管闭塞装置的直径减小部分而将抗拉伸部件锚定于其上。装置内接头可以包括在其一端形成的具有钩的线线缆,并且钩可以穿过环。

[0022] 在一个或多个实施方式中,装置内接头包括形成于抗拉伸部件的近端处的扩大体,并且扩大体设置于血管闭塞装置的直径减小部分附近而将抗拉组件锚定于其上。装置内接头可以包括形成于抗拉伸部件的近端处的钩。抗拉伸部件的中央部分可以配置为帮助血管闭塞装置的接合。抗拉伸部件可以包括细长部件,细长部件也构成血管闭塞装置的至少一部分。

[0023] 在一个或多个实施方式中,装置内接头包括围绕至少一部分的血管闭塞装置设置的管状体。管状体可以是金属带和/或层压聚合物管。

[0024] 在一个或多个实施方式中,装置内接头包括设置于由一部分血管闭塞装置限定的内腔中的管状体。管状体可以包括编结管,线圈和/或实心体。装置内接头可以包括通过编结部分和盘绕部分径向延伸的销,由此连接编结部分和盘绕部分。盘绕部分可以包括设置于其端部的扁平化绕线。扁平化绕线的长轴可以基本平行于血管闭塞装置的纵轴。

[0025] 在一个或多个实施方式中,编结部分包括编结的远端,并且盘绕部分包括盘绕的近端。编结的远端可以设置于盘绕的近端的内部。盘绕的近端可以设置于编结的远端的内部。

[0026] 在一个或多个实施方式中,编结部分包括编结的近端,并且盘绕部分包括盘绕的远端。编结的近端可以设置于盘绕的远端的内部。盘绕的远端可以设置于编结的近端的内部。盘绕部分可以配置为帮助接合血管闭塞装置。

[0027] 根据另一个方面,公开的发明的实施方式包括具有递送组件和通过可断开接头可拆卸地连接至递送组件的血管闭塞装置的血管闭塞治疗系统,血管闭塞装置包括具有内部轴向内腔的近侧线圈和连接至可断开接头的近侧部分,以及具有通过第一装置内接头连接至近侧线圈的远端部分的近端部分的编带,编带包括多个细长编结部件,其中两个或更个编结部件从编带近侧延伸通过近侧线圈的轴向内腔,并分别固定于近侧线圈的近端部分,而由此形成近侧线圈抗拉伸部件。

[0028] 在一个这种实施方式中,每个近侧线圈抗拉伸部件都具有附接至可断开接头的远端部的近端部,可断开接头的远端部连接至近侧线圈的近侧端部,可断开接头配置为使可

断开接头的远端部在可断开接头脱离时保持连接至近侧线圈的近端部。通过一个非限制性实例的方式,近侧线圈抗拉伸部件的近端可以包括接合至形成于可断开接头的远端部中的孔口的相应的钩。类似地,血管闭塞组件可以包括具有通过第二装置内接头附接于编带的远端部的近端部的远侧线圈,远侧线圈具有内部轴向内腔,其中相同或不同的两个或更多个编结部件从编带向远侧延伸通过远侧线圈的轴向内腔,并分别固定至远侧线圈的远端部,由此形成远侧线圈抗拉伸部件。在这种实施方式中,血管闭塞装置可以进一步包括连接至远侧线圈的远端部并至少部分通过将远侧线圈抗拉伸部件的各自远端连接在一起而形成的远端接头。

[0029] 根据公开的发明的又一个实施方式,血管闭塞治疗系统具有递送组件和通过可断开接头可拆卸地连接至递送组件的血管闭塞装置,血管闭塞装置包括具有内部轴向内腔的远侧线圈和具有通过装置内接头连接至近侧线圈的近端部的远端部的编带,编带包括多个细长编结部件,其中两个或更多个编结部件从编带向远侧延伸穿过远侧线圈的轴向内腔并分别固定至远端近侧线圈的远端部,由此形成远侧线圈抗拉伸部件。

[0030] 在一个这种实施方式中,系统还包括连接至远侧线圈的远端部并且至少部分通过将远端线圈抗拉伸部件的相应远端连接至一起而形成的远端接头。

[0031] 根据公开的发明的又一个方面,可植入血管闭塞装置包括由一个或多个细长编结部件形成的编带,每个细长编结部件包括芯,至少部分围绕芯的中间层和至少部分围绕中间层的外层,芯、中间层和外层各自由金属材料构成,并各自具有相应的不透射线性和相应的刚度,其中芯、中间层和外层中的一种比其他具有更大的不透射线性和/或更小的刚度。以一个非限制性实例的方式,芯金属材料可以包括铂,中间层金属材料可以包括镍钛诺,而外层金属材料可以包括钛。以另一个非限制性实例的方式,芯可以包含不透射线的金属材料,中间层可以包含超弹性金属材料,而外层可以包含抗氧化金属材料。以又一个非限制性实例的方式,芯可以具有比中间层和外层中的每个更高的不透射线性,中间层可以具有比芯和外层中的每个更低的刚性,而外层可以具有比芯和中间层中的每个更高的抗氧化性。

[0032] 在又一个实施方式中,血管闭塞治疗系统包括递送组件;和通过递送组件接头可拆卸地连接至递送组件的血管闭塞装置。血管闭塞装置包括由一根或多根复合线缆形成的编结部分,连接至编结部分的盘绕部分,和将编结部分连接至盘绕部分的装置内接头。每根复合线缆包括由芯金属材料制成的芯,和由与芯金属材料不同的外部金属材料制成的外层。芯和外层中的一种具有分别比芯层和外层中另一种更大的不透射线性和更小的刚性。

[0033] 在一个或多个实施方式中,芯金属材料包括铂,而外部金属材料包括镍钛诺。在其他实施方式中,芯金属材料包括镍钛诺,而外部金属材料包括铂。

[0034] 在一个或多个实施方式中,一根或多根复合线缆各自可以具有小于80%的屈服强度与极限强度的比率。

[0035] 在一个或多个实施方式中,编结部分包括由多根复合线缆形成的编带,每根复合线缆具有包括铂的芯和包括镍钛诺的外层,多根复合线缆由16-48根复合线缆组成,多根复合线各自具有按体积计351%至60%的铂含量,而多根复合线缆各自具有0.0010英寸至0.0015英寸的外径。

[0036] 在一个或多个实施方式中,多根复合线缆由24至32根复合线缆组成,每根复合线缆具有按体积计40%至50%的铂含量,和0.00115英寸至0.00125英寸的外径。

[0037] 在一个或多个实施方式中,递送组件具有远端,其中远端形成钩。递送组件接头可以包括具有近端和远端的连接件,其中连接件的远端包括多个指状部。递送组件接头可以包括编结部件,其中至少一部分编结部件径向设置于血管闭塞装置的内部。递送组件接头可以包括围绕至少一部分血管闭塞装置设置的管状体。

[0038] 在一个或多个实施方式中,装置内接头包括围绕至少一部分血管闭塞装置设置的管状体。装置内接头可以包括设置于由一部分血管闭塞装置限定的内腔中的管状体。管状体可以包括编结管。

[0039] 在一个或多个实施方式中,装置内接头包括径向延伸穿过编结部分和盘绕部分的销,从而连接编结部分和盘绕部分。

[0040] 在一个或多个实施方式中,盘绕部分包括设置于其端部的扁平化绕线,扁平化绕线的长轴基本平行于血管闭塞装置的纵轴。

[0041] 在一个或多个实施方式中,编结部分具有基本恒定的宽度。

[0042] 在一个或多个实施方式中,芯和外部金属材料各自具有相应的不透射线性和相应的刚度。

[0043] 在一个或多个实施方式中,一根或多根复合线缆各自具有小于80%的屈服强度与极限强度的比率。

[0044] 在一个或多个实施方式中,芯和外层中的一种为复合线缆提供不透射线性,而芯和外层中的另一种为复合线缆提供超弹性和/或形状记忆(即,编带恢复至其原始宽度的能力)。

[0045] 在一个或多个实施方式中,芯由线缆和/或粉末的不连续片段制成。在这种实施方式中,芯将会比由连续线缆制成的相当的芯刚度较低。

[0046] 在一个或多个实施方式中,编结部分的宽度处于0.5mm至2.5mm的范围内。编结部分的宽度与厚度的比率可以处于1:1至40:1的范围内。编结部分的编结角度可以处于10°至90°的范围内。

[0047] 参考附图,由随后的详细描述,公开的发明的实施方式的其他和进一步的方面和特征将变得显而易见。

附图说明

[0048] 附图示出了公开的发明的各个实施方式的设计和用途,其中类似元件由共同的附图标记表示。这些图并不一定按比例绘制。为了更好地理解如何获得上述和其他的优点和目的,将给出实施方式的更具体描述,这将在附图中示出。这些附图为了示出和有助于以下详细描述的目的而仅描绘了公开的本发明的示例性实施方式,而因此不应该认为是对其范围的限制。

[0049] 图1是示例性血管闭塞治疗系统的示意图,其包括根据一个实施方式构造的血管闭塞装置和递送组件。

[0050] 图2是图1中所示的血管闭塞治疗系统的照片。

[0051] 图3和4是设置于动物脉管系统中的图1中所描绘的血管闭塞装置的图像。

[0052] 图5和6是根据公开的实施方式构建的无约束血管闭塞装置的照片。

[0053] 图7是可以根据公开的实施方式由其形成血管闭塞装置或其部分的细长部件的透

视图。

[0054] 图8-11是血管闭塞治疗系统的纵向截面图,包括根据各个公开的实施方式构造的血管闭塞装置。

[0055] 图12-22是根据各个公开的实施方式构造的主接头的纵向截面图。

[0056] 图23,32和37是根据各个公开的实施方式构造的血管闭塞装置递送系统中采用的相应的主接头的照片。

[0057] 图24-31,33,35,36,38,39和41-45是根据各个公开的实施方式构造的可替换的装置内接头的纵向截面图。

[0058] 图34是根据一个实施方式的三个装置内接头的照片,其与图33中所描绘的装置内接头相似。

[0059] 图40是根据一个实施方式构造的编结血管闭塞装置的照片。

[0060] 图46-49是根据公开的实施方式的示例性制造过程期间的血管闭塞治疗系统的各组件的纵向截面图。

[0061] 图50是根据公开的实施方式构造的包括血管闭塞装置和递送组件的示例性血管闭塞治疗系统的纵向截面图。

[0062] 图51-56是根据各个公开的实施方式构造的血管闭塞治疗系统的各部分的纵向截面图,各自包括主接头和装置内接头。

[0063] 图57-58是根据公开的实施方式构造的另外的血管闭塞治疗系统的纵向截面图。

[0064] 图59是可以根据公开的实施方式由其形成血管闭塞装置或其部分的细长部件的横截面视图。

具体实施方式

[0065] 本说明书描述了公开的发明的示例性实施方式和应用。然而,公开的本发明不限于这些示例性实施方式和应用或示例性实施方式和应用在本文中操作或描述的方式。此外,附图可以显示简化的或部分的视图,而附图中的元件的尺寸可以被放大或不成比例。此外,在附图中,具有相似结构或功能的元件由相同的附图标记表示。另外,示出的实施方式不需要具有所示的所有方面或优点。即使没有说明,结合具体实施方式描述的方面或优点不一定仅限于该实施方式,并可以在任何其他实施方式中实施。

[0066] 对于以下定义的术语,除非在权利要求书或本说明书的其他地方给出了不同的定义,都应该应用这些定义。

[0067] 如本文使用的术语“在.....上”,“附连至”,“连接至”,“结合至”,“固定至”或类似的词语,一个元件(例如,材料,层,基质等)可以是“在...上”,“附连至”,“连接至”,“结合至”,或“固定至”另一元件,而不论一个元件是否直接在另一个元件之上,附连至,连接至,结合至,或固定至另一个元件,或在一个元件和另一个元件之间存在一个或多个中间元件。如果提供,则方向(例如,以上,以下,顶部,底部,侧面,上,下,下方,上方,上部,下部,水平,竖直,“x”,“y”,“z”等)是相对的并且仅通过示例的方式提供,并且为了便于说明和讨论而不通过限制的方式。在提及元件的列表(例如,元件a,b,c)时,这种提及旨在包括列出的元件中的任何一个列出的元件本身,任何少于所有列出的所有元件的组合,和/或所列出的所有元件的组合。

[0068] 如本文使用的,“基本上”意指足以满足预期目的。因此,术语“基本上”允许来自绝对或完美状态,尺寸,测量,结果等的微小的,不显著的变化,如本领域普通技术人员所预期的那样,而不会显著影响整体性能。术语“一个(ones)”是指多于一个。

[0069] 无论是否明确指出,本文中都假定了所有的数值由术语“约”修饰。术语“约”通常是指本领域技术人员认为等同于引述的值(即,具有相同的功能或结果)的范围的数值。在许多情况下,术语“约”可以包括四舍五入到最接近的有效数字的数字。由端点表述的数值范围包括范围内的所有数字(例如,1至5包括1,1.5,2,2.75,3,3.80,4和5)。

[0070] 如在本说明书和所附权利要求书中所用,除非内容另有明确规定,否则单数形式“一个”,“一种”和“该”包括复数指代物。如在本说明书和所附权利要求书中所用,术语“或”除非内容另有明确规定,通常以其包括“和/或”的意义使用。

[0071] 如本文所用,用于形成编带的多个“细长部件”可以仅包括用于形成编带的单个细长部件,即,其中单个细长部件在编带的端部处自身折回。如本文所用,术语“管”,“管状”,“直径”,“半径”和“圆周”涵盖具有非圆形横截面的物体以及具有圆形横截面的那些。

[0072] 图1和图2描绘了一种血管闭塞治疗系统100,其包括连接至递送组件104的可植入血管闭塞装置102。血管闭塞装置102包括在近侧部108和远侧部110之间轴向设置的中心编结部分106。主接头200将递送组件104的远端连接至近侧部分108的近端。“主接头”也被称为“递送组件接头”。近侧装置内接头300-1将中央部分106的近端连接至近侧部分108的远端。远侧装置内接头300-2将中央部分106的远端连接至远侧部110的近端。

[0073] 中央部分106由拉制填充管(“DFT”)细长部件(例如,“线缆”)编结,如可获自Fort Wayne,Indiana的Fort Wayne Metals的那些。DFT是一种复合线缆类型。例如,中央部分106可以由24根DFT线缆编结,每根线缆具有0.00125英寸的横截面直径。编带可以是扁平编带或圆形编带。在其他实施方式中,中央部分106可以由24至32根DFT线缆编结,每根线缆具有0.00115英寸至0.00125英寸的横截面直径。近侧部分108和远侧部分110是由一根或多根相同的DFT线缆盘绕的线圈。在替代实施方式中,近侧部分108和远侧部分110可以是由一根或多根基本上纯的NiTi线缆而非DFT线缆盘绕的线圈。

[0074] DFT线缆包括至少部分由基本上纯的镍钛诺(“NiTi”)外层包围的基本上纯的铂(“Pt”)芯。如本申请中所用,“基本上纯的”Pt包括,但不限于,根据ASTM B561生产的99.95%的商业纯度。铂芯为DFT线缆的按体积计约40%-50%(“铂芯含量”)。在一些实施方式中,DFT线缆通过将芯组件(实心细长部件)插入外部组件(管状细长部件)中形成复合细长部件(例如,复合线缆)而形成。复合细长部件通过加热反复机械拉制和退火以增加其轴向长度并减小其横截面直径。例如,拉伸和退火过程可以连续地将复合细长部件的直径从1英寸减小到0.5英寸,从0.5英寸减小到0.25英寸,从0.25英寸减小到0.025英寸以及从0.025英寸减小到0.0025英寸。

[0075] 尽管形成DFT线缆的各个部分(例如,芯和外层)的材料(例如,Pt和NiTi)可以具有不同的刚度(即,弯曲刚度),但DFT的产生的部分的相对刚度可能不一定反映它们由其制成的材料的刚度。例如,即使Pt的弯曲模量(即,刚度)大于NiTi的弯曲模量(即,刚度),但在各个实施方式中,Pt的弯曲模量与Pt线缆的直径结合会导致铂线缆比相应的NiTi外层更软(即,刚度更小)。

[0076] 血管闭塞装置102的中央部分106可以编结于芯轴上,芯轴可以是扁平的或圆形

的,取决于期望的最终形状。在编结之后,可以将中央部分106热固化(例如,在500至550℃下1至10分钟)。热固化完成的编带形成了中央部分106的线性“初级形状”。然后热固化完成的编带可以围绕第二芯轴(例如,三维芯轴)盘绕并热固化第二时间而赋予三维的“二级形状”。如图5和6中所示,NiTi外层改进了二级形状的保持。

[0077] 虽然血管植入物(即,支架)已经由其中Pt芯含量至多达约30%的NiTi-DFT-Pt线缆形成,但具有约40%至50%的Pt芯含量的NiTi-DFT-Pt线缆还未用于形成支架。这是因为支架通常需要具有更高的屈服强度与极限强度的比率(即,>极限强度(“UTS”)的80%)的线缆以持血管通畅。另一方面,瞬时血管闭塞装置102包括具有较低屈服强度与UTS的比率的DFT线缆,这改进了包括较低的弯曲扭矩和改进的断裂性能的装置特性。在各个实施方式中,形成血管闭塞装置102(的部分)的DFT线缆具有<50%UTS,<60%UTS,<70%UTS和<80%UTS的屈服强度与UTS的比率。屈服强度是在材料开始发生塑性变形之前可以施加于材料上的最大的力。UTS是在材料失效之前必须施加于材料上的最小的力。由具有小于80%UTS的屈服强度与UTS比率的线缆编结至少一部分的血管闭塞装置对于同时实现改进的不透射线性,形状保持性和断裂性能的特性是重要的。

[0078] 由Pt芯含量为约40%至50%的NiTi-DFT-Pt线缆形成血管植入物,包括血管闭塞装置先前不是已知的。由具有约40%至50%的Pt芯含量的DFT线缆(“NiTi-DFT-40/50Pt”)编结中央部分106提供的中央部分106具有(1)贯穿其整个长度的不透射线性,(2)改进的形状保持性,和(3)沿着编带的整个长度改进的断裂性能。如图3和图4所示,Pt芯为血管闭塞装置102大部分提供了不透射线性。图3和4是显示植入患者内的各种血管闭塞装置102的不透射线性的放射照相图像。图3中的放射线图像具有以下特征:尾侧1°,右前倾斜1°,69kVp和1.36mA。图4中的放射照相图像具有以下特征:尾侧1°,右前倾斜1°,100kVp和3.73mA。NiTi外层的超弹性特性有助于改进的形状保持。Pt的柔软性有助于改进的断裂性能,即血管闭塞装置102弯曲和折叠而符合体腔形状的能力。中央部分106的这些特性产生更适合于血管缺陷如动脉瘤的囊内栓塞的血管闭塞装置102,即整个装置102中基本一致的可视化灰度和最佳的柔软度分布。

[0079] 血管闭塞装置102的至少一部分由16至48根DFT线缆编结,每根线缆具有0.0010英寸至0.0015英寸的的横截面直径并具有35%至60%的Pt含量,对于同时实现改进的不透射线性,形状保持和断裂性能的特性是重要的。出乎意料的,随着Pt含量的增加,增加的Pt含量对柔性降低的影响却下降。因此,由Pt含量为35%至60%的DFT线缆编结的编带出乎意料地适用于血管闭塞应用,例如,需要柔性装置的内囊应用。当这些编带由16至48根每根线缆横截面直径为0.0010英寸至0.0015英寸的DFT线缆编结时,这种编带是特别适合的。在优选的实施方式中,血管闭塞装置102的至少一部分由24至32根DFT线缆编结,每根线缆具有0.00115英寸至0.00125英寸的横截面直径,并具有40%至50%的Pt含量。

[0080] 通常,NiTi的奥氏体结束温度或“A_f”温度为约25℃,这是马氏体相完成其向奥氏体相转变的温度。对DFT中的NiTi改性而使其A_f温度处于30至45℃,产生更软的血管闭塞装置。将A_f温度设置于该范围内实现了装置柔软度和适形性之间的期望的平衡,这改进了装置用于动脉瘤治疗的适用性。设定NiTi的A_f可以通过将NiTi中的Ni的组成从一般的50%调节到50.4%至50.8%而实现。此外,A_f可以通过NiTi的热处理调节。在优选的实施方式中,A_f温度为38至40℃。

[0081] DFT还可以包括具有受控厚度的氧化物涂层,这将增强血栓形成(例如,凝结)而增加动脉瘤内的血管闭塞。优选地,氧化物涂层具有50nm至500nm的平均厚度。这与先前的DFT编结植入物(例如,支架)相反,氧化物涂层会基本上从由其去除(例如,通过电抛光)而产生“明亮的”支架。在先前的DFT编结支架中,氧化物涂层厚度被限制于小于50nm。

[0082] 再次参考图1,近侧部分108和远侧部分110是防止损伤线圈,用于在插入和展开血管闭塞装置102期间使组织损伤最小化。中央部分106还包括预先确定的断裂点112,其通过相对于彼此扭曲中央部分106的各段或在形成次级形状期间在中央部分106编带中的各点颈缩而形成。在一些实施方式中,一些断裂点112可以包括90°弯曲以更好地与体腔锚定。递送组件104还包括在其远端处的可电解降解段114。在其他实施方式中,用于从递送组件104释放血管闭塞装置102的替代脱离机制包括机械,热和液压机制。

[0083] 在其他实施方式中,替代DFT线缆,中央部分106可以由细长部件116编结,细长部件116由绕制在一起的较小DFT线缆118形成,如图7所示。每根DFT线缆118可以由Niti-DFT-40Pt制成。编结细长部件116(由较小的DFT线缆制成)代替较大的DFT线缆导致中央部分106在大致相同的Pt芯含量下更软。因此,根据该实施方式的中央部分106(即,绕制的细长部件116编带)提供与较软的编带相似的不透射线性。根据该实施方式的编带还提供更高的表面积以促进血栓形成,由此增强动脉瘤闭塞。

[0084] 图8描绘了根据一个实施方式的血管闭塞治疗系统100。血管闭塞治疗系统100包括通过主接头200连接至递送组件104的血管闭塞装置102。递送组件104包括在其远端处的可电解降解段114。血管闭塞装置102包括通过装置内接头300连接至远侧部分110的中央编结部分106。中央部分106由如上描述的DFT(即,复合材料)线缆编结,并且具有基本恒定的宽度(即,横截面尺寸)。远侧盘绕部分110是由一根或多根如上描述的DFT线缆盘绕的线圈。在其他实施方式中,中央和远侧部部分106,110可以由其他细长部件形成。远侧部分110还具有防损伤远侧尖端120,其可以由少量粘结剂形成。抗拉伸部件122从主接头200延伸,穿过装置内接头300并到达防损伤远侧尖端120,并在递送期间随着血管闭塞装置102在向近侧撤回时降低其伸长率。抗拉伸部件122可以由聚合物(例如,聚丙烯)或金属(例如,NiTi)制成。

[0085] 主接头200包括形成于递送组件104的远端处的钩202。钩202可以由递送组件104的芯线缆的远端形成,如描述于美国专利申请序列号14/457,970中,其先前通过引证并入。抗拉伸部件122在其近端处形成近侧环124。钩202穿过近侧环124,将递送组件104机械地连接至血管闭塞装置102的中央部分106。主接头200还包括血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。颈缩近端126具有与钩202连接的较小轮廓。血管闭塞装置102的近端126围绕钩202和抗拉伸部件122的近侧环124。主接头200还包括粘结剂液滴204,其渗入血管闭塞装置102的中央部分106的编结近端126并将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)抗拉伸部件122的近侧环124;和(3)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126,由此形成主接头200。

[0086] 装置内接头300包括血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130。中央部分106的远端128是颈缩的,使其适配在远侧部分110的开放近端130的内部。装置内接头300还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的远侧部分110的盘绕开放近端130并将其与血管闭塞装置102的中央部分106的远端

128粘结在一起,从而形成装置内接头300。此外,粘结剂液滴302还粘结抗拉伸部件122穿过装置内接头300的部分。

[0087] 图9描绘了根据另一个实施方式的血管闭塞治疗系统100。血管闭塞治疗系统100包括通过主接头200连接至递送组件104的血管闭塞装置102。递送组件104包括在其远端处的可电解降解区段114。血管闭塞装置102包括通过各自的近侧和远侧装置内接头300-1、300-2连接至近侧和远侧盘绕部分108、110的中央编结部分106。中央部分106由如上描述的DFT(即,复合材料)线缆编结,并且具有基本恒定的宽度(即,横截面尺寸)。近端和远端部108、110是由一根或多根如上描述的DFT线缆盘绕的线圈。在其他实施方式中,中央、近侧和远侧部分106、108、110可以由其他细长部件形成。远侧部分110还具有防损伤远侧尖端120,其可以由少量粘结剂形成。抗拉伸部件122通过装置内接头300从主接头200延伸至防创伤远侧尖端120。

[0088] 主接头200包括连接至递送组件104的远端和近侧部分108的开放近端132两者的连接件/接合器206,由此连接递送组件104和近侧部分108。连接件206可以由片材形成,如描述于美国专利号8,202,292中,其如同完整陈述通过引证结合于本文中。连接件206总体是扁平的,并包括形成在其近端中的多个指状部208。连接件206还包括近侧和远侧孔210、212。血管闭塞装置102的近侧部分108是在其开放近端132处具有开放节距近侧绕线134的线圈。至少一些这些近侧绕线134与连接件206的指状部208交织,而将连接件206连接至血管闭塞装置102的近侧部分108。

[0089] 如上描述的,主接头200还包括由递送组件104的芯线缆的远端形成的钩202。钩202穿过连接件206的近侧孔210,将递送组件104和连接件206(以及与其连接的近侧部分108)连接。抗拉伸部件122在其近端处形成近侧环124。近侧环124穿过连接件206的远侧孔212,将连接件206(以及与其连接的递送组件104)机械地连接至血管闭塞装置102的近侧部分108。主接头200还包括粘结剂液滴204,其通过开放节距近侧绕线134渗入血管闭塞装置102的开放近端132,并将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)连接件206;(3)抗拉伸部件122的近侧环124;和(4)血管闭塞装置102的近侧部分108的近端132,由此形成主接头200。

[0090] 近侧和远侧装置内接头300-1、300-2是彼此的镜像。近侧装置内接头300-1包括血管闭塞装置102的近侧部分108的开放远端136和血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。中央部分106的近端126是颈缩的,使其适配在近侧部分108的开放远端136的内部。近侧装置内接头300-1还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的近侧部分108的盘绕开放远端136。粘结剂302将血管闭塞装置102的中央部分106的近端126和血管闭塞装置102的近侧部分108的开放远端136粘结在一起,由此形成近侧装置内接头300-1。此外,粘结剂液滴302还粘结抗拉伸部件122穿过近侧装置内接头300-1的部分。

[0091] 远侧装置内接头300-2包括血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130。中央部分106的远端128是颈缩的,使其适配在远侧部分110的开放近端130的内部。远侧装置内接头300-2还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的远侧部分110的盘绕开放近端130。粘结剂302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起,由此形成远侧装置内接头300-2。此外,粘结剂液滴302还粘结抗拉伸部件122穿过远侧装置内

接头300-2的部分。

[0092] 图10描绘了根据又一个实施方式的血管闭塞治疗系统100。图10中描绘的血管闭塞治疗系统100几乎与图8中描绘的血管闭塞治疗系统100相同。一个区别在于,主接头200还包括径向设置于递送组件104的远端处的钩202和血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126之间的内部编带214。内部编带214也围绕抗拉伸部件122的近侧环124。如上描述的,内部编带214可以由DFT,Pt和/或NiTi线缆编结。主接头200还包括粘结剂液滴204,其渗入血管闭塞装置102的中央部分106的编结近端126,并将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)内部编带214的近侧部分;(3)抗拉伸部件122的近侧环124;和(4)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126,从而形成主接头200。内部编带214增强了可推送性,降低了中央部分106(特别是在主接头200处)的扭结,并保护和增强了主接头200。具体地,内部编带214通过使递送组件104的远端和血管闭塞装置102的近端的各自的有效刚度更接近,以最小化可以导致扭结的刚度差,而防止产生扭结。

[0093] 图11描绘了根据又一个实施方式的血管闭塞治疗系统100。图11中描绘的血管闭塞治疗系统100与图10中描绘的血管闭塞治疗系统100类似。一个不同之处在于内部编带214通过装置内接头300从主接头200延伸至血管闭塞装置102的远侧部分110的远侧尖端120。内部编带214横穿整个血管闭塞装置,并起到抗拉伸部件的作用,由此消除了对单独的抗拉伸部件的需要(第二个不同)。第三个不同在于递送组件104的远端处的钩202可以机械连接至内部编带214的近端。如以上描述的,内部编带214可以由DFT,Pt和/或NiTi线缆编结。主接头200还包括粘结剂液滴204,其渗入血管闭塞装置102的中央部分106的编结近端126并将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)内部编带214的近侧部分;和(3)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126,从而形成主接头200。在该实施方式中,内部编带214进一步增强了可推送性,降低了整个血管闭塞装置102的扭结,同时保护了主接头200和装置内接头300两者,并防止了血管闭塞装置102在递送期间向近侧收回时的拉伸。

[0094] 尽管图8-11中描绘的血管闭塞治疗系统100以各种组合包括各种血管闭塞装置102,主接头200和装置内接头300,但本公开并非旨在受限于示例性的血管闭塞治疗系统100。因此,本文公开的相应的血管闭塞装置102,主接头200和装置内接头300可以以任何合理的方式组装而形成不同的血管闭塞治疗系统100。而且,显而易见的是,公开的血管闭塞治疗系统100的一些组件并非需要存在于所有血管闭塞治疗系统100中。

[0095] 图12-23描绘了根据各个实施方式的主接头200。尽管图12和图14-23中描绘的主接头200不包括抗拉伸部件,但它们可以修改为包括一个或多个抗拉伸部件。此外,主接头200可以修改而起到装置内接头300的作用。

[0096] 图12中所描绘的主接头200与图8中描绘的类似,不同之处在于图12中描绘的主接头200包括围绕血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126的一对标记带216。标记带216增强了钩202(和递送组件104)与血管闭塞装置102的中央部分106的近端126的连接,从而增强了主接头200。标记带216还保持了颈缩近端126的减小的直径。更近端的标记带216也会机械干涉钩202(例如,与之互锁)而增强钩202和近端126的连接,也增强了主接头200。

[0097] 图13中描绘的主接头200与图9中描绘的类似,不同之处在于图13中部分描绘的血管闭塞装置102不包括近侧部分108。相应地,图13中描绘的主接头包括连接件/接合器206和血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。颈缩近端126中的编带充分打开,使得

连接件的指状部208可以在径向方向上穿过编带。另外,与连接件206相邻的颈缩近端126的部分可以熔合或焊接至连接件206而增强连接件206(和与其连接的递送组件104)与血管闭塞装置102的中央部分106的连接。

[0098] 图14中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图9中描绘的类似,不同之处在于图14中部分描绘的血管闭塞治疗系统100的近侧装置内接头300-1比图9中所描绘的血管闭塞治疗系统100的近侧装置内接头300-1在轴向上更长。图14中描绘的近侧装置内接头300-1包括血管闭塞装置102的近侧部分108的开放远端136,血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126,和粘结剂液滴302。中央部分106的颈缩近端126包括设置于近侧部分108的远端136内部的编带的延伸长度,从而延长了近侧装置内接头300-1。主接头200与近侧装置内接头300-1之间的血管闭塞装置102的近侧部分108(即,线圈)的区域形成了配置为有助于血管闭塞装置102弯曲的接头分138。

[0099] 图15中描绘的主接头200与图8中描绘的类似,不同之处在于图15描绘的血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126直径减小直至编带的侧面邻接,从而与钩202机械干涉。颈缩近端126的这种修改增强了钩202和近端126的连接。钩202和近端126可以通过激光焊接,钎焊或用粘结剂液滴进一步连接。

[0100] 图16中描绘的主接头200与图15中描绘的类似,不同之处在于图16中描绘的主接头200包括围绕血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126的层压层218。层压层218增强了钩202(和递送组件104)与血管闭塞装置102的中央部分106的近端126的连接。层压层218还维持了颈缩近端126的减小的直径。

[0101] 图17中描绘的主接头200与图8中描绘的类似,不同之处在于图17描绘的血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126中的编带部分开放而限定孔140。形成于递送组件104的远端处的钩202穿过孔140,从而连接钩202和近端126。

[0102] 图18中描绘的主接头200与图8中描绘的类似,不同之处在于图18描绘的血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126中的编带形成了近侧环142。近侧环142可以由一根或多根中央部分106由其编结的细长部件116形成。形成于递送组件104的远端处的钩202穿过近侧环142,从而连接钩202和近端126。主接头200还包括粘结剂液滴204,其连接递送组件104的钩202和形成于血管闭塞装置102的中央部分106的近端126处的近侧环142。

[0103] 图19中所描绘的主接头200与图10中描绘的类似,不同之处在于内部编带214较短并且不延伸越过钩202。内部编带214仍然径向设置于递送组件104的远端和血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126之间。内部编带214与钩202机械干涉(例如,互锁)。如上描述,内部编带214可以由DFT,Pt和/或NiTi线缆编结。主接头200还包括粘结剂液滴204,其渗入血管闭塞装置102的中央部分106的编结近端126并将以下粘合在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)内部编带214的近侧部分;和(3)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126,从而形成主接头200。内部编带214增强了钩202和近端126的连接。内部编带214也增强了可推送性,减少了中央部分106(特别是主接头200处)的扭结,并保护和增强了主接头200。

[0104] 图20中描绘的主接头200与图10描绘的大部分相同,不同之处在于图20描绘的主接头200不包括抗拉伸部件。因此,主接头200中的粘结剂液滴204将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;(2)内部编带214的近侧部分;和(3)血管闭塞装置102的中央部分106的

近端126,从而形成主接头200。内部编带214增强了钩202和近端126的连接。内部编带214也增强了可推送性,减少了中央部分106(特别是在主接头200处)的扭结,并保护和加强了主接头200。

[0105] 图21中描绘的主接头200与图8描绘的几乎相同,不同之处在于图21描绘的主接头200不包括抗拉伸部件。钩202与血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126机械干涉(例如,互锁)而增强主接头200。因此,主接头200中的粘结剂液滴204将以下粘结在一起:(1)递送组件104的钩202;和(2)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126,由此形成主接头200。

[0106] 图22中描绘的主接头与图12中描绘的类似,不同之处在于图22中描绘的主接头200包括一个而不是两个标记带216。标记带216围绕血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。标记带216增强了钩202(和递送组件104)与血管闭塞装置102的中央部分106的近端126之间的连接,由此增强了主接头200。标记带216还维持了颈缩近端126的减小的直径。

[0107] 图23总体上描绘了根据一个实施方式的连接递送组件104和血管闭塞装置102的中央部分106的主接头200。图23中描绘的主接头200可以与图8,10-13和15-22中描绘的相似或相同,因为粘结剂液滴204遮蔽了主接头200的细节。

[0108] 图24-51描绘了根据各种实施方式的装置内接头300。尽管在图24-51中描绘的具体装置内接头300包括或不包括抗拉伸部件,但它们可以修改为不包括或包括一个或多个抗拉伸部件。此外,装置内接头300可以修改为起到主接头200的作用。而且,虽然图24-51中描绘的装置内接头300将中央部分106连接至远侧部分110,但它们可以修改为将中央部分106连接至近侧部分108。

[0109] 图24中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似,不同之处在于抗拉伸部件122在环304中紧邻装置内接头300的端部结束而不是一直延伸至主接头200。环304包围编带的形成血管闭塞装置102的中央部分106的远端128的部分,从而锚定抗拉伸部件122的近端。抗拉伸部件122从装置内接头300的近侧延伸至防损伤远侧尖端120,并在递送期间当血管闭塞装置102的远侧部分110向近侧撤回时减小其伸长。抗拉伸部件122连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。装置内接头300还包括粘结剂液滴302,其将以下粘结在一起:(1)血管闭塞装置102的中央部分106的远端128;(2)抗拉伸部件122;(3)环304;和(4)血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130,从而形成装置内部接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0110] 图25中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似,一个不同之处在于图25中描绘的装置内接头300包括作用为抗拉伸部件的DFT编带306。因此,图25中描绘的装置内接头300不包括如图8中描绘的抗拉伸部件。DFT编带306从装置内接头300延伸至防损伤远侧尖端120,并在递送期间当血管闭塞装置102的远侧部分110向近侧撤回时其拉伸。虽然图25中描绘的DFT编带306终止于装置内接头300处,但在其它实施方式中,DFT编带306可以向近侧一直延伸到主接头200。DFT编带306连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。装置内接头300还包括近端和远端粘结剂液滴302-1、302-2。近端粘结剂液滴302-1渗入编结中央部分106的颈缩远端128,并将DFT编带306的近端和中央部分106的颈缩远端128粘结在一起。远端粘结剂液滴302-2渗入盘绕远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308,并将DFT

编带306的中间部分和远侧部分110的近端130粘结在一起。近端和远端粘结剂液滴302-1，302-2之间的DFT编带306的部分形成配置为有助于血管闭塞装置102弯曲的接头分310。

[0111] 图26中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似，不同之处在于中央部分106的远端128比图8中的颈缩较少。代替颈缩远端128以使其适配远侧部分110的开放近端130的内部，颈缩中央部分106的远端128以使其直径与远侧部分110的近端的直径基本上相同。同样，图25中描绘的装置内接头300包括熔融到血管闭塞装置102的中央和远端部106、110之上(和之内)并将其连接的管312(例如，PET管)。管312渗入盘绕远侧部分110的近端130处开放节距绕线308和中央部分106的远端128处的编带而更牢固地将中央和远侧部分106、110连接在一起。

[0112] 图27中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似，一个不同之处在于装置内接头300不包括抗拉伸部件。粘结剂液滴302渗入盘绕远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308和中央部分106的远端128处的编带。粘结剂液滴302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起，从而形成装置内接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0113] 图28中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似，一个不同在于中央部分106的远端128颈缩小于图8中的。代替颈缩远端128而使其适配远侧部分110的开放近端130的内部，颈缩中央部分106的远端128而使其直径略大于远侧部分110的近端130的直径。同样，代替中央部分106的远端128设置于远侧部分110的近端130中，远侧部分110的近端130设置于中央部分106的远端128中。另外，装置内接头300不包括抗拉伸部件。粘结剂液滴302渗入中央部分106的远端128处的编带和在盘绕远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308。粘结剂液滴302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起，从而形成装置内接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0114] 图29中描绘的装置内接头300与图28中描绘的类似，不同之处在于除了中央部分106的颈缩远端128之外，远侧部分110的近端130也是颈缩的。中央部分106的远端128和远侧部分110的近端130是颈缩的，使得中央部分106的远端128的直径略大于远侧部分110的近端130的直径。这允许远侧部分110的近端130设置于中央部分106的远端128中。因此，当在递送期间将血管闭塞装置102向远侧推送时，中央部分106的远端128会抵靠远侧部分110的近侧端130推送，向远侧传递力。此外，装置内接头300不包括抗拉伸部件。粘结剂液滴302渗入中央部分106的远端128处的编带和盘绕远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308。粘结剂液滴302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起，从而形成装置内接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0115] 图30中描绘的装置内接头300与图28中描绘的类似。一个不同之处在于代替将中央部分106的远端128和远侧部分110的近端130用粘结剂液滴粘结在一起，中央和远侧部分106，110被焊接(例如，激光焊接)在一起。如图30中所示，焊接314连接中央部分106的远端128和远侧部分110的近端130。焊接314增强了装置内接头300。

[0116] 图31中描绘的装置内接头300与图9描绘的类似，不同之处在于装置内接头300不包括拉伸抗拉组件。粘结剂液滴302渗入盘绕远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308

和中央部分106的远端128处的编带。粘结剂液滴302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起，从而形成装置内接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0117] 图33中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似，一个不同在于抗拉伸部件122立即终止于扩大部分316中的装置内接头300的近侧，而不是一直延伸至主接头200。抗拉伸部件122从装置内接头300的近侧延伸至防损伤远侧尖端120，并在递送期间当血管闭塞装置102的远侧部分110向近侧撤回时减小其伸长。抗拉伸部件122连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。装置内接头300还包括粘结剂液滴302，其将以下粘结在一起：(1)血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128；(2)穿过远端128的抗拉伸部件122；和(3)扩大部分316。

[0118] 图34总体描绘了根据一个实施方式连接血管闭塞装置102的相应中央和远侧部分106、110的三个装置内接头300。图34中所描绘的装置内接头300与图33描绘的相似或相同。形成于抗拉伸部件122的近端处的扩大部分316在每个三个装置内接头300中都是可见的。

[0119] 图35中所描绘的装置内接头300与图24中描绘的类似。一个不同在于，粘结剂液滴302仅渗入血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128，而不是整个装置内接头300。抗拉伸部件122终止于紧邻环304中的装置内接头300，环304环绕形成血管闭塞装置102的中央部分106的远端128的编带的部分，从而锚定抗拉伸部件122的近端。抗拉伸部件122从装置内接头300的近侧延伸至防损伤远侧尖端120，并在递送期间当血管闭塞装置102的远侧部分110在向近侧撤回时减小其伸长。抗拉伸部件122连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。粘结剂液滴302将以下粘结在一起：(1)血管闭塞装置102的中央部分106的远端128；(2)抗拉伸部件122；和(3)环304。

[0120] 图36中描绘的装置内接头300与图24描绘的类似。一个不同在于，粘结剂液滴302仅渗入血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128，而不是整个装置内接头300。环304(在抗拉伸部件122的近端处)环绕形成血管闭塞装置102的中央部分106的远端128的编带的部分，从而锚定抗拉伸部件122的近端。抗拉伸部件122从装置内接头300的近侧延伸至防损伤远侧尖端120，并在递送期间当血管闭塞装置102的远侧部分110向近侧撤回时减小其伸长。抗拉伸部件122连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。粘结剂液滴302将以下粘结在一起：(1)血管闭塞装置102的中央部分106的远端128；和(2)抗拉伸部件122。

[0121] 图38中描绘的装置内接头300与图8中描绘的类似，一个不同在于装置内接头300不包括抗拉伸部件。另一个不同在于，装置内接头300还包括“U”形锁销318。锁销318径向穿过(1)血管闭塞装置102的远侧部分110的近端130和(2)血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128，由此连接中央和远侧部分106、110。锁销318穿过中央和远侧部分106、110的两侧而增强连接。装置内接头300还包括粘结剂液滴302，其将以下粘结在一起：(1)血管闭塞装置102的中央部分106的远端128；(2)血管闭塞装置102的远侧部分110的近端130；和(3)锁销318，从而形成装置内接头300并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0122] 图39中描绘的装置内接头300与图29中描绘的类似，不同之处在于，替代粘结剂液滴，图39中描绘的装置内接头300包括围绕中央部分106的颈缩远端128和远侧部分110的颈缩近端130的标记带320。一部分标记带320被激光焊接而熔融(1)部分的标记带320；(2)中央部分106的远端128的一部分；和(3)远侧部分110的近端130的一部分。当这些部分冷却并

固化时,它们连接在一起。此外,中央部分106的远端128和远侧部分110的近端130是颈缩的,使得中央部分106的远端128的直径略大于远侧部分110的近端130的直径。这允许远侧部分110的近端130设置于中央部分106的远端128中,而使在递送期间将血管闭塞装置102向远侧推送时,中央部分106的远端128会抵靠远侧部分110的近侧130推送,向远侧传递力。

[0123] 图40总体描绘了围绕编结的血管闭塞装置102设置的标记带302,证实了标记带302可以以类似于图39中描绘的激光焊接连接的方式使用激光焊接连接至编结的血管闭塞装置102。图40显示了标记带320上的焊点322,其由33%功率下的纤维激光器的15ms脉冲形成。编结的血管闭塞装置102由16根NiTi丝形成,具有24纬线/英寸(picks/in.)的编带。编结的血管闭塞装置102的外径为0.0008英寸。标记带320由内径0.0085英寸,外径0.0105英寸和长度0.025英寸的金属制成。

[0124] 图41中描绘的装置内接头300与图11中描绘的类似,一个不同在于,装置内接头300中的内部编带324不会如图11中的内部编带214那样延伸血管闭塞装置102的长度。另一个不同在于,中央部分106的远端128颈缩小于图11中的。代替颈缩远端128而使其适配远侧部分110的开放近端130的内部,颈缩中央部分106的远端128而使其直径基本上与远侧部分110的远端130的直径相同。内部编带324在中央部分106的远端128和远侧部分110的近端130两者下方。装置内接头300还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的中央部分106的编结远端128和盘绕的远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308。粘结剂液滴302将以下粘结在一起:(1)中央部分106的远端128;(2)盘绕远侧部分110的近端130;和(3)内部编带324,从而形成装置内接头300。内部编带324增强了可推送性,减少了中央部分106(特别是在装置内接头300处)的扭结,并保护和增强了装置内接头300。

[0125] 图42中描绘的装置内接头300与图41中描绘的几乎相同,不同之处在于图41描绘的内部编带324被替换为图42中的内部线圈326。在图41和图42中描绘的装置内接头300之间,中央部分106的远端128的颈缩的量和粘结剂液滴302基本相同。内部线圈326增强了可推送性,减少中央部分106(特别是在装置内接头300处)的扭结,并保护和增强了装置内接头300。

[0126] 图43中描绘的装置内接头300几乎与图11所示的相同。不同之处在于装置内接头300中的内部编带324并未如图11中的内部编带214那样延伸血管闭塞装置102的长度。内部编带324增强了可推送性,减少了中央部分106(特别是在装置内接头300处)的扭结,并保护和增强了装置内接头300。

[0127] 图44中所描绘的装置内接头300与图25中描绘的类似,不同之处在于图25描绘的DFT编带306用线缆328和抗拉伸部件122代替。另一个不同在于,装置内接头300还包括近端和远端粘结剂液滴302-1,302-2。线缆328具有近侧钩330和远侧钩332。近侧钩330通过近侧粘结剂液滴302-1连接至中央部分106的颈缩远侧端128。远侧钩332穿过形成于抗拉伸部件122的近端处的环304,由此线缆328连接至血管闭塞装置102的远侧部分110。远端粘结剂液滴302-2渗入盘卷远侧部分110的近端130处的开放节距绕线308,并将以下粘结在一起:(1)线缆328的远端(包括远端钩332);(2)抗拉伸部件122的近端;和(3)远侧部分110的近端130。近端粘结剂液滴302-1渗如编结的中央部分106的颈缩远端128,并且将线缆328的近端(包括近侧钩330)和中央部分106的颈缩远端128粘结在一起。线缆328在近端和远端粘结剂液滴302-1,302-2之间的部分形成了配置为帮助血管闭塞装置102弯曲的接头分310。

[0128] 图45中描绘的装置内接头300与图41中描绘的类似,一个不同在于图41中描述的内部编带324在图45中被替换为实心支撑件334(例如,Pt棒)。另一个不同在于,图41中描绘的粘结剂液滴302在图45中被替换成卷曲的标记带320。组装图45中描述的装置内接头300可以由将实心支撑件334一半插入盘绕远侧部分110的开放近端130中开始。然后可以将编结中央部分106的远端128放置于实心支撑件334的暴露的一半之上。接着,可以将标记带320可以放置于中央和远侧部分106、110重叠实心支撑件334的部分上。最后,将标记带320卷曲而机械地结合标记带320,中央和远侧部分106、110的部分,和实心支撑物334以形成装置内接头300。实心支撑物334和标记带320增强了可推送性,减少中央部分106(特别是在装置内接头300处)的扭结,并保护和增强装置内接头300。

[0129] 图46-49描述了根据两个实施方式形成装置内接头300的方法。图46描述了插入盘绕远侧部分110的开放近端130中的芯轴336。接着,远侧部分110的近端130处的绕线308从圆形横截面依靠芯轴336压扁(swag)形成椭圆形横截面,而同时保持相同的外部线圈直径,如图47所示。接着,中央部分106的颈缩远端128插入到远侧部分110的压扁的近端130中。绕线308的椭圆形横截面导致中央和远侧部分106、110之间的接触面积更大。最后,将重叠的中央和远侧部分106、110用粘结剂液滴302连接,如图48所示。

[0130] 在可替换的实施方式中,颈缩中央部分106的远端128使得其直径略大于远侧部分110的压扁的近端130的直径。在压扁之后,远侧部分110的压扁的近端130插入中央部分106的颈缩远端128中。绕线308的椭圆形横截面会导致中央和远侧部分106、110之间接触面积更大。然后,将重叠的中央和远侧部分106、110用激光焊接314连接,如图49所示。

[0131] 图32和图37总体描绘了根据各个实施方式连接血管闭塞装置102的中央和远端部106、110的装置内接头300。图32和图37中描绘的装置内接头300可以与图8-11,24-31,33,35,36,38和41-49中描绘的相似或相同。因为粘结剂液滴302遮蔽了各自装置内接头300的细节。

[0132] 图50中描绘的血管闭塞治疗系统100与图9中描绘的类似,不同之处在于近端和远端装置内接头300-1,300-2包括各自的近端和远端内部线圈326-1,326-2。近侧和远侧内部线圈326-1,326-2的结构和功能与图42中描绘的和以上描述的内部线圈类似。然而,因为图50中描绘的血管闭塞装置102包括穿过血管闭塞装置102的长度的抗拉伸部件122,近侧和远侧内部线圈326-1,326-2执行使抗拉伸部件122居中并对其提供平滑过渡的附加功能。近侧和远侧内部线圈326-1,326-2也增强可推送性,减少中央部分106(特别是在近端和远端装置内接头300-1,300-2处)的扭结,并保护和增强近端和远端装置内接头300-1,300-2。

[0133] 图51中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图50中描绘的类似。一个不同在于图51中描绘的近侧装置内接头300-1不包括近侧内部线圈326-1。相反,盘绕近侧部分108的远端136颈缩以适配中央部分106的开放近端126的内部。而且,抗拉伸部件122不会向远侧延伸经过近侧装置内接头300-1。抗拉伸部件122具有近侧环124,其穿过连接件206中的近侧孔210,将抗拉伸部件122连接至连接件206,如同图50描绘的系统100中。与图50描绘的系统100不同,抗拉伸部件122的远端形成两个设置于盘绕近侧部分108的远端136的恰好远侧的远侧钩338。远侧钩338通过来自盘绕近侧部分108的颈缩远端136的机械干涉而防止向近侧移动,由此锚定抗拉伸部件122的远端。抗拉伸部件122由DFT或NiTi线缆制成,以有助于形成具有足够强度以锚定远端抗拉伸部件122的远端的远侧钩338。

[0134] 近侧装置内接头300-1还包括标记带320,其在中央部分106的近端126,盘绕近侧部分108的远端136和抗拉伸部件122上向下卷曲,由此形成近侧装置内接头300-1并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0135] 图52中部分地描绘的血管闭塞治疗系统100与图51描绘的大部分相同,一个不同在于图52中描绘的主接头200不包括连接件。相反,主接头200包括形成于递送组件104的远端处的钩202,其穿过形成于抗拉伸部件122的近端处的环124,由此机械地连接递送组件104和抗拉伸部件122。图52描绘了从图8中描绘系统100的方向旋转约90度的系统100,使得视图与在图52中显示为线的钩202的平面正交。

[0136] 虽然图51和52中未示出,血管闭塞装置102的远端可以包括盘绕远侧部分,而远侧装置内接头具有与图51和52中描绘的抗拉伸部件122类似地锚定的远侧抗拉伸部件。

[0137] 图53中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图50中描绘的类似,不同之处在于图53描绘的近侧装置内接头300-1不包括近侧内部线圈326-1。另一个不同在于,抗拉伸部件122不向远侧延伸经过近侧装置内接头300-1。相反,抗拉伸部件122具有近侧环124,其穿过连接件206中的近侧孔210,将抗拉伸部件122连接至连接件206,类似于图50描绘的系统100。与图50描绘的系统100不同,抗拉伸部件122的远端形成两个设置于中央部分106的颈缩近端126的远端的远端136的恰好远侧的远侧钩338。远侧钩338通过来自中央部分106的颈缩近端126的机械干涉而防止向近侧移动,从而锚定抗拉伸部件122的远端。抗拉伸部件122由DFT或NiTi线缆制成而有助于形成具有足够强度以锚定抗拉伸部件122的远端的远侧钩338。

[0138] 近侧装置内接头300-1还包括粘结剂液滴302,其将以下粘结在一起:(1)盘绕近侧部分108的远端136;(2)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126;(3)抗拉伸部件122的远侧部分;和(4)钩338,由此形成近侧装置内接头300-1并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。

[0139] 图54中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图53描绘的大部分相同,一个不同在于图54中描绘的主接头200不包括连接件。相反,主接头200包括形成于递送组件104的远端处的钩202,其穿过形成于抗拉伸部件122的近端处的环124,从而机械地连接递送组件104和抗拉伸部件122。图54描绘了由图8描绘的系统100的方向旋转约90度的系统100,使得视图与在图54中显示为线的钩202的平面正交。

[0140] 虽然未在图53和图54中显示,血管闭塞装置102的远端可以包括盘绕的远侧部分,而远侧装置内接头具有与图53和图54中描绘的抗拉伸部件122类似地锚定的远侧抗拉伸部件。

[0141] 图55中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图54中部分描绘的类似,不同之处在于近侧装置内接头300-1还包括焊接314(例如通过激光形成),其进一步固定血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。此外,抗拉伸部件122不向远侧延伸经过近侧装置内接头300-1。抗拉伸部件122具有近侧环124,其穿过形成于递送组件104的远端处的钩202,将抗拉伸部件122连接至递送组件104,这类似于图54中所描绘的系统100。与图54描绘的系统100不同,抗拉伸部件122的远端形成围绕血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩且焊接的近端126设置的远侧环342(而不是钩)。远侧环342通过来自中央部分106的颈缩且焊接的近端126的机械干涉而防止向近侧移动,由此锚定抗拉伸部件122的远端。抗拉伸部件122由

DFT或NiTi线缆制成而有助于形成具有足够强度以锚定抗拉伸部件122的远端的远侧环342。

[0142] 近侧装置内接头300-1还包括粘结剂液滴302,其将以下粘结在一起:(1)盘绕近侧部分108的远端136;(2)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126;(3)抗拉伸部件122的远侧部分;和(4)远侧环342,从而形成近侧装置内接头300-1并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。尽管在图55未显示,血管闭塞装置102的远端可以包括盘绕远侧部分,以及具有与图55中描绘的抗拉伸部件122类似地锚定的远侧抗拉伸部件的远侧装置内接头。

[0143] 图56中部分描绘的血管闭塞治疗系统100与图54中部分描绘的类似,一个不同在于图56描绘的抗拉伸部件122由细长部件116制成,细长部件116的另一端与其他编结线缆编结而形成血管闭塞装置102的中央部分106。其他编结线缆在近侧装置内接头300-1处或附近剪切而留下细长部件116起到抗拉伸部件122的作用。抗拉伸部件122具有近侧环124,其穿过形成于递送组件104的远端处的钩202,将抗拉伸部件122连接至递送组件104,如图54中描绘的系统100。图56中描绘的系统100中,近侧环124焊接到钩202而进一步固定主接头200的这两个组件。

[0144] 近侧装置内接头300-1还包括粘结剂液滴302,粘结剂液滴302将以下粘结在一起:(1)盘绕近侧部分108的远端136;(2)血管闭塞装置102的中央部分106的近端126;和(3)抗拉伸部件122/细长部件116的远端部,由此形成近侧装置内接头300-1并连接血管闭塞装置102的中央和远侧部分106、110。尽管图56中未显示,血管闭塞装置102的远端可以包括盘绕远侧部分,以及具有与图56中描绘的抗拉伸部件122类似地锚定的远侧抗拉伸部件的远侧装置内接头。

[0145] 虽然图51-56中未显示,相应的血管闭塞装置102的远端可以包括盘绕远端部,以及具有与图51-56中的任一个描绘的抗拉伸部件122类似地锚定的远侧抗拉伸部件的远侧装置内接头。

[0146] 本文描述的粘结剂液滴204,302可以通过在粘结剂固化之前将聚合物(例如,PET)管放置于芯轴上的粘结剂液滴204,302和一部分的血管闭塞治疗系统100的之上而成形。然后,将管热缩而使粘结剂液滴204,302成形。尽管在本文描述的各个实施方式中使用了粘结剂液滴204,302,但可以使用其他物质和技术连接各自的部件。例如,激光焊和钎焊可以用于连接本文的血管闭塞治疗系统100的各部件。

[0147] 图57和58描述了根据又一个公开的实施方式构建的血管闭塞治疗系统100。系统100包括血管闭塞装置102,其具有配置为通过各自的近侧和远侧装置内接头300-1、300-2连接至近侧和远侧部分1008、110(见图58)的中央部分106。中央部分106由以上描述的DFT(即,复合材料)线缆编结,并具有基本恒定的宽度(即,横截面尺寸)。近侧和远侧装置内接头300-1、300-2是彼此的镜像。近侧装置内接头300-1包括血管闭塞装置102的近侧部分108的开放远端136和血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩近端126。中央部分106的近端126是颈缩的,使其适配近侧部分108的开放远端136的内部。近侧装置内接头300-1还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的近侧部分108的盘绕开放远端136。粘结剂302将血管闭塞装置102的中央部分106的近端126和血管闭塞装置102的近侧部分108的开放远端136粘结在一起,由此形成近侧装置内接头300-1。此外,粘结剂液滴302还粘结延伸进入近侧装

置内接头300-1中的抗拉伸部件122的部分。

[0148] 血管闭塞装置102的近侧部分108的抗拉伸部件122包括至少两个部件122-1和122-2,每个部件由从血管闭塞装置102的近端126的一根或多根线缆形成。作为非限制性实例,血管闭塞装置102的近端126处的编结DFT线缆剪切为由此形成抗拉伸部件122(即,部件122-1和122-2)。至少两个部件122-1和122-2具有各自的近端122-1a,122-2a和远端122-1b,122-2b。钩123形成于各自的抗拉伸部件122-1和122-2的每个近端122-1a和122-2a处。钩123配置为连接至主接头200的连接件/接合器206,如图58所示。各自的抗拉伸部件122-1和122-2的远端122-1b和122-2b连接至近侧装置内接头300-1。

[0149] 远侧装置内接头300-2包括血管闭塞装置102的中央部分106的颈缩远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130。中央部分106的远端128是颈缩的,使其适配远侧部分110的开放近端130的内部。远侧装置内接头300-2还包括粘结剂液滴302,其渗入血管闭塞装置102的远侧部分110的盘绕开放近端130。粘结剂302将血管闭塞装置102的中央部分106的远端128和血管闭塞装置102的远侧部分110的开放近端130粘结在一起,由此形成远侧装置内接头300-2。此外,粘结剂液滴302还粘结延伸至远侧装置内接头300-2中的抗拉伸部件122的部分。

[0150] 血管闭塞装置102的远侧部分110的抗拉伸部件122包括至少两个组件122-3和122-4,每个组件由一根或多根从编结血管闭塞装置102的远端128延伸的线缆形成。例如,血管闭塞装置102的远端128处的编结DFT线缆可以剪切为由此形成抗拉伸部件122(即,部件122-3和122-4)。两个部件122-3和122-4具有各自的近端122-3a,122-4a和远端122-3b,122-4b。各自的抗拉伸部件122-3和122-4的每个近端122-3a和122-4a连接至远侧装置内接头300-2。各自的抗拉伸部件122-3和122-4的远端122-3b和122-4b共同连接形成远端接头125。接头125通过将各自的远端122-3b和122-4b绕制至一起而形成。接头125可以通过任何其他合适的连接技术,如粘结剂,粘合,焊接等形成。接头125配置为连接至防损伤远侧尖端120,如图58所示。

[0151] 如图58中所见,血管闭塞治疗系统100包括通过主接头200连接至递送组件104的血管闭塞装置102。递送组件104包括在其远端的可电解降解区段114。血管闭塞装置102的中央部分106由如上描述的DFT线缆编结。近侧和远侧部分108,110是由一根或多根如上描述的DFT线缆缠绕的线圈。

[0152] 图57-58中描绘的血管闭塞治疗系统类似于图9中描绘的系统和图56中部分描绘的系统。与图9的一个不同在于图57-58中描绘的系统包括至少两组拉伸组件122,每组由编结血管闭塞装置102的分别的近端126和远端128的一根或多根线缆构成。第一组抗拉伸部件122包括部件122-1和122-2,从血管闭塞装置102的近端126和近侧装置内接头300-1延伸到主接头200的连接件/接合器206中。第二组抗拉伸部件122,包括组件122-3和122-4,从血管闭塞装置102的远端128和装置内接头300-2延伸到防损伤远侧尖端120。与图56的一个不同在于图57-58中描绘的第一组的抗拉伸部件包括两个部件122-1和122-2,各自具有远端钩123。

[0153] 如图58中所示,主接头200包括连接至递送组件104的远端和近侧部分108的开放近端132两者的连接件/接合器206,由此连接递送组件104和近侧部分108。连接件206还包括远侧孔212。分别的抗拉伸部件122-1和122-2的每个近端122-1a和122-2a处的钩123穿过

连接件206的远侧孔212,连接递送组件104和连接件206(以及与其连接的近侧部分108)。

[0154] 图58的系统100的远侧部分110具有可以由合适量的粘结剂形成的防损伤远侧尖端120。从远侧装置内接头300-2延伸的抗拉伸部件122-3和122-4向远侧延伸进入防损伤远侧尖端120中。分别的抗拉伸部件122-3和122-4的远端122-3b和122-4b共同连接形成远端接头125。接头125连接至防损伤远端尖端120和/或设置于其内。

[0155] 图59描绘了血管闭塞治疗系统100,血管闭塞装置102或其部分由其形成的细长部件的横截面视图。细长部件115(例如,“线缆”)包括由不透射线的材料构成的芯117,由超弹性材料构成的中间层119和由配置为提供防氧化保护的材料构成的外层121。在图59的实施方式中,线缆115包括至少部分被基本上纯的镍钛诺(“NiTi”)中间层119围绕的基本上纯的铂(“Pt”)芯117;中间层119至少部分被基本上纯的钛(“Ti”)薄外层121包围。如本申请中使用的,“薄”外层包括但不限于约0.001至20微米的范围。Ti外层121配置为避免影响或最小化地影响线缆115和由线缆115形成的元件(例如,编带)的柔性和/或刚度。应该理解的是,薄外层121可以由具有合适密度的其他生物相容材料构成,以向线缆115提供氧化保护。

[0156] 可以设想中间层119和/或外层121的厚度的变化和/或芯117直径的变化以优化线缆115的期望的特性(例如,柔性,刚度,不透射线性等)。线缆115可以通过共挤出技术或其他合适制造技术制造。例如,通过电镀,涂层或物理气相沉积(“PVD”)可以将Ti外层121施加于如上描述的DFT线缆上(Niti-DFT-40/50Pt)上。

[0157] 由线缆115织造的编带适用于血管闭塞应用。在用线缆115形成的编带的热固化加工期间,Ti外层121将氧化而形成用于下层的中间NiTi层119的无Ni保护层。使用线缆115形成编带配置为消除通过蚀刻/EP和钝化过程的表面氧化物去除步骤,和/或消除正在使用的镍浸出问题。此外,由线缆115形成的编带可以在空气环境中热固化。

[0158] 如本文所用,当其涉及编带或其部分时,“刚度”包括但不限于弯折刚度。

[0159] 以下将参考附图描述公开的本发明的各个实施方式。应该注意的是,附图并未按比例绘制,并且在整个附图中类似结构或功能的元件由相同的标号表示。还应该注意的是,附图仅旨在有助于对实施方式的描述,并非旨在作为对公开的本发明的详尽描述或作为对公开的本发明的范围的限制,公开的本发明的范围仅由所附的权利要求及其等同物限定。另外,各自说明的实施方式不需要每个都具有本文描述的特征的所有方面或优点。即使没有如此说明,结合公开的本发明的具体实施方式描述的方面或优点并不一定限于实施方式,并且可以在任何其他实施方式中实施。

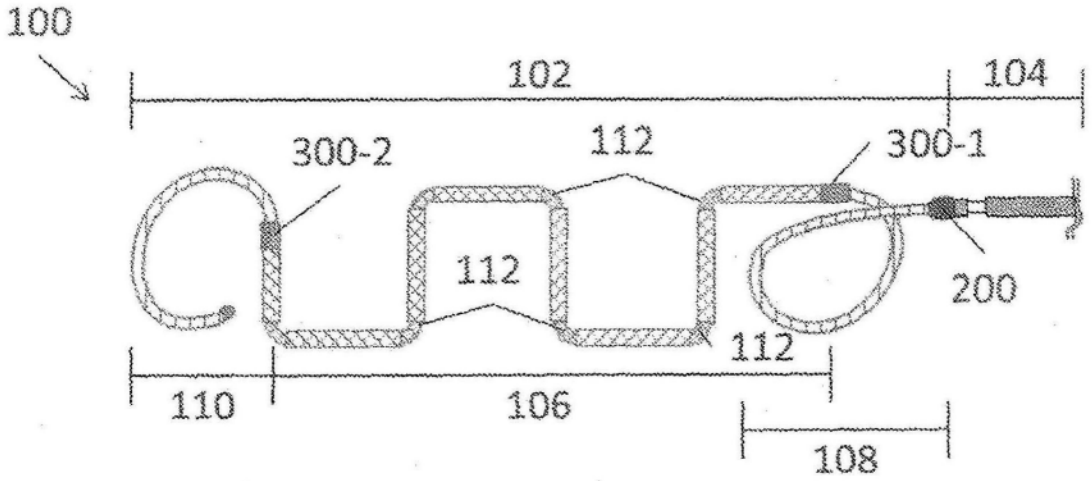

100
102
104
300-2
112
300-1
112
200
112
110
106
108

图1

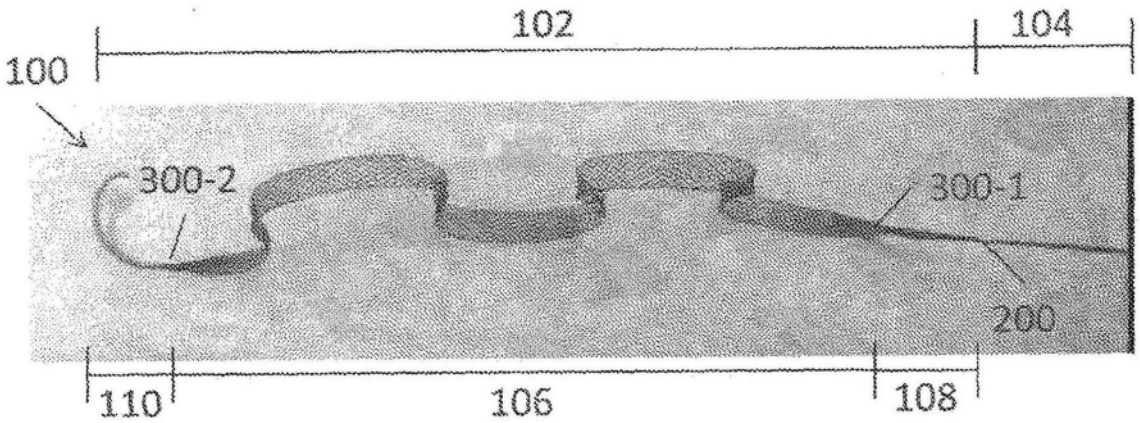

102
104
100
300-2
300-1
200
110
106
108

图2

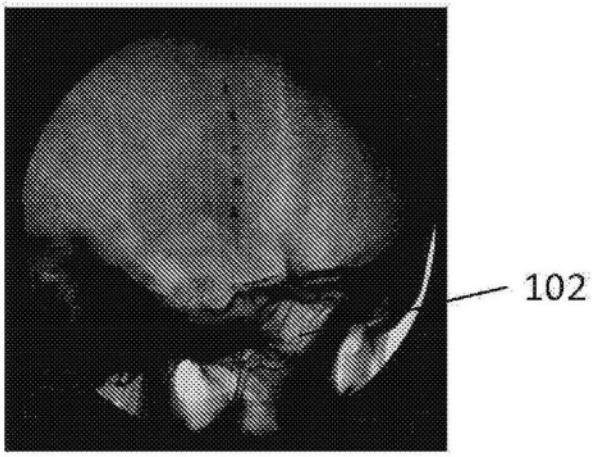

102

图3

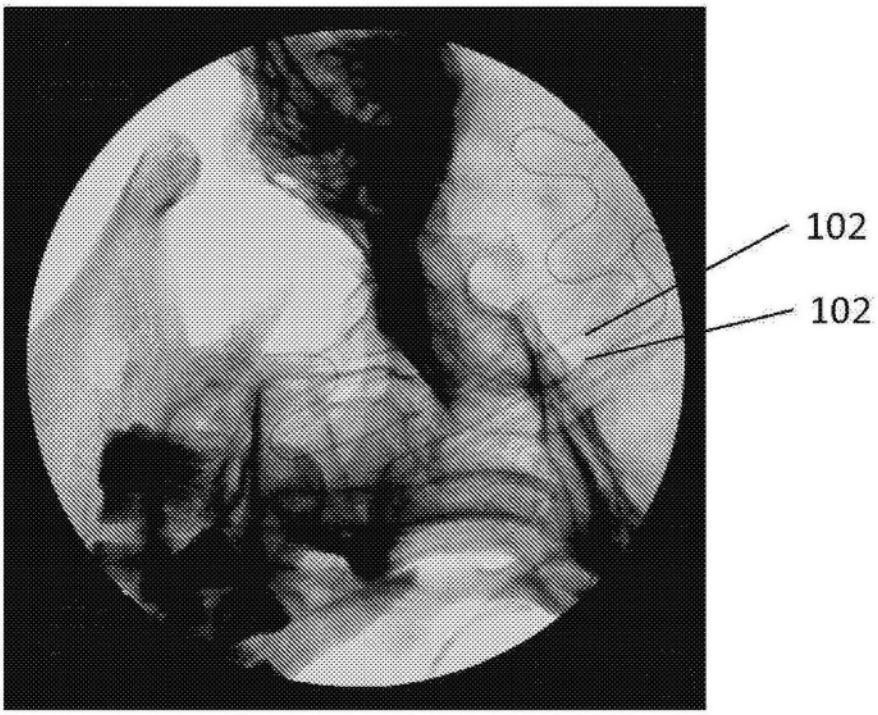


图4

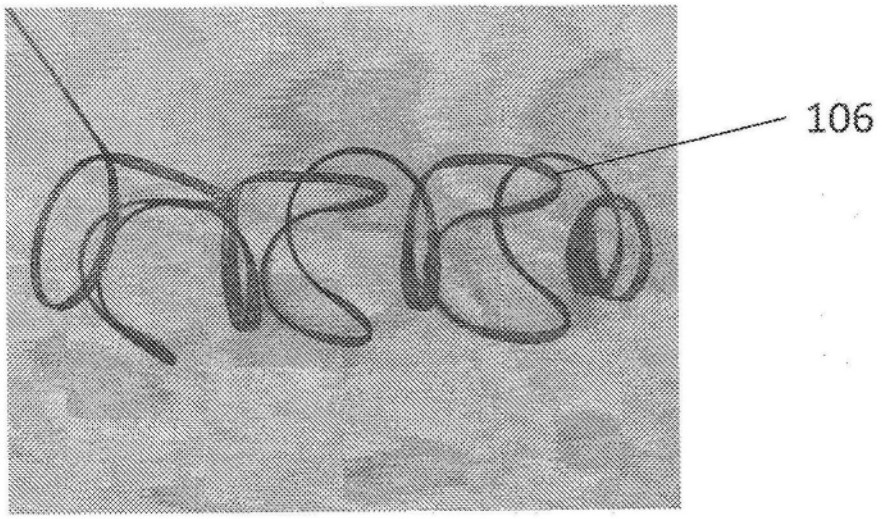


图5

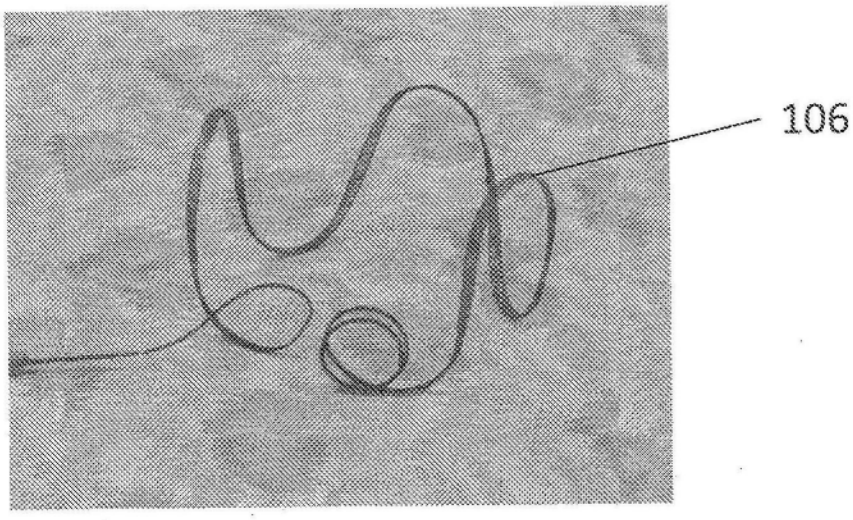


图6

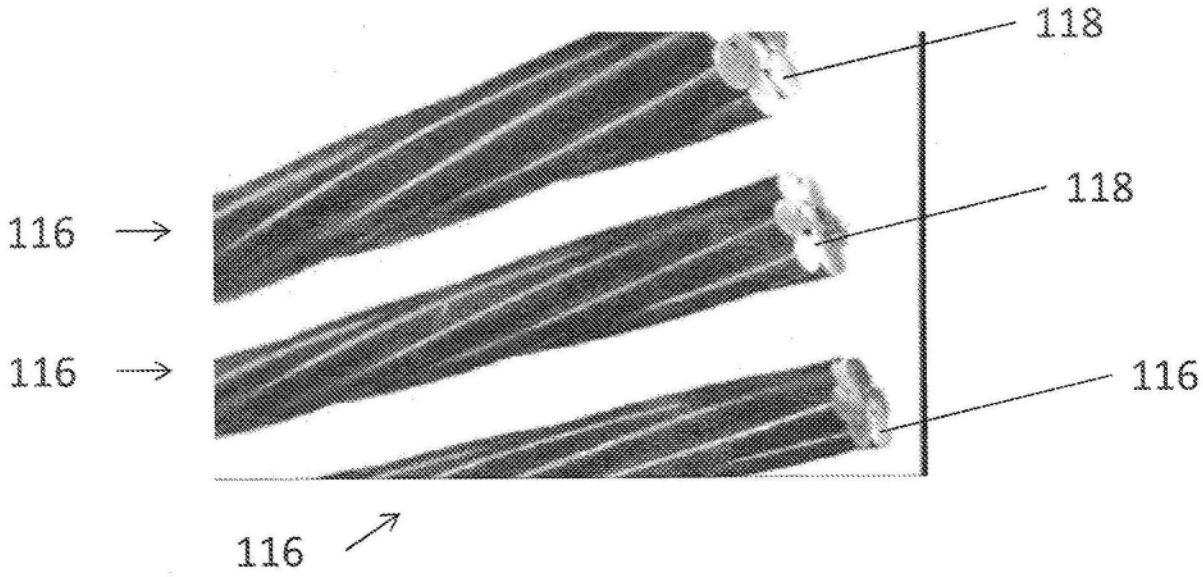


图7

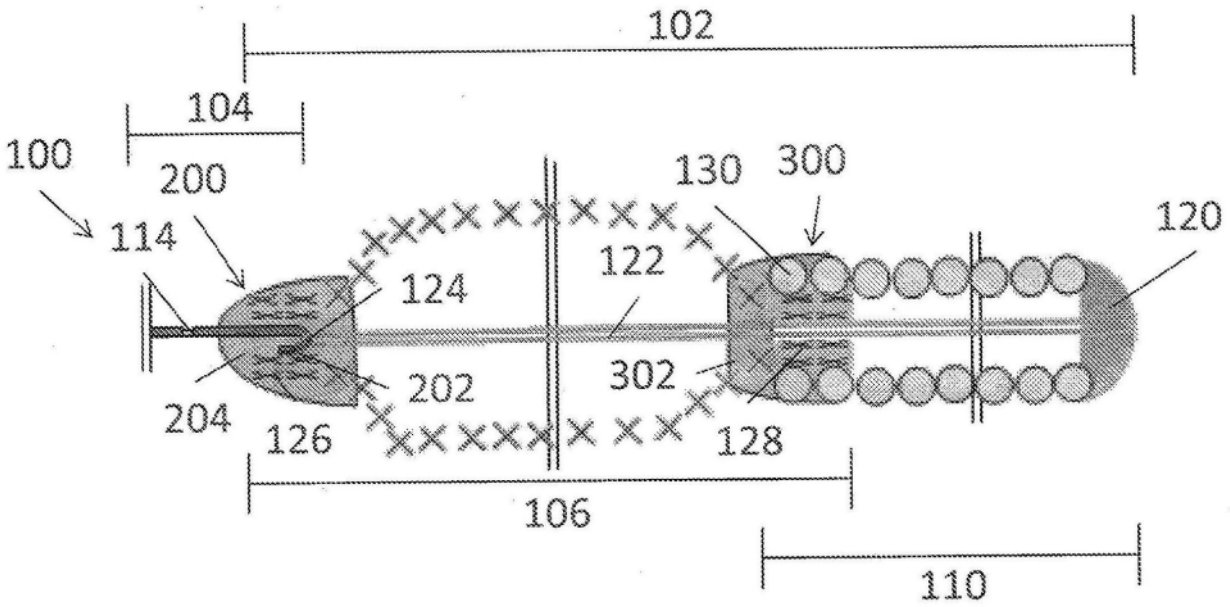

102
104
100
200
114
130
300
120
122
124
202
302
204
126
128
106
110

图8

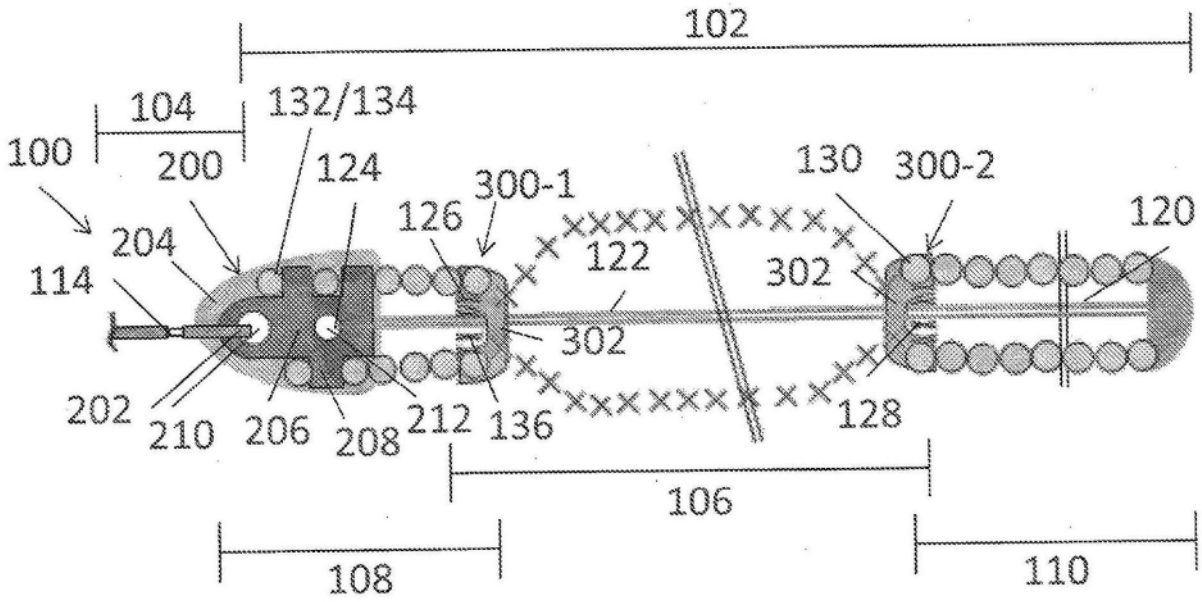

102
104
132/134
100
200
124
300-1
130
300-2
120
126
122
204
114
302
302
202
210
206
208
212
136
128
106
108
110

图9

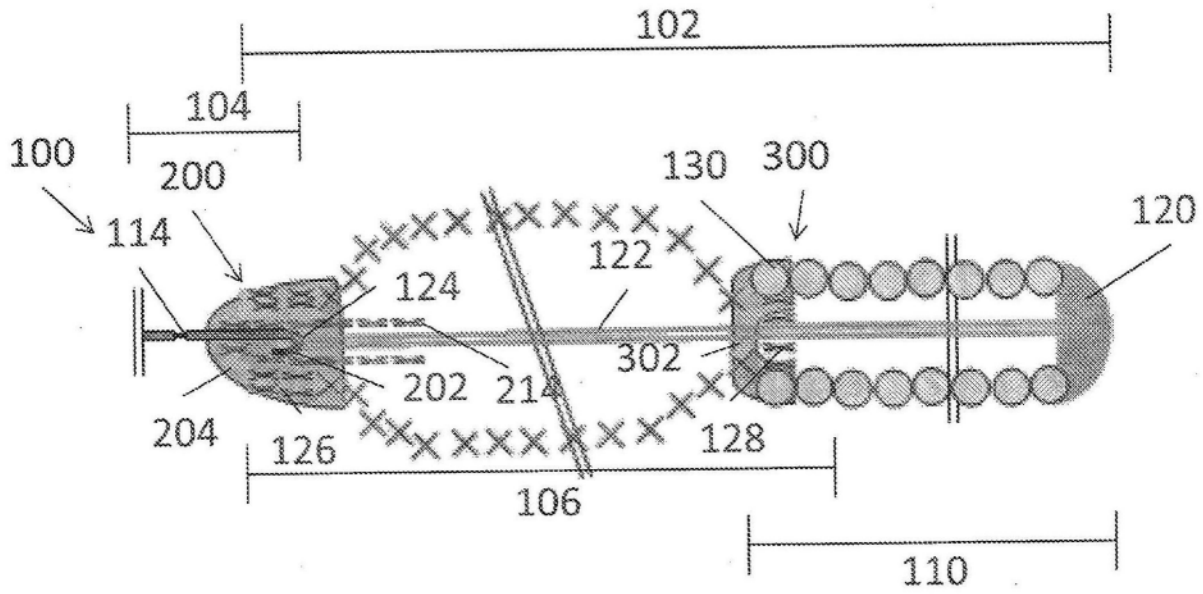

102
104
100
200
114
130
300
120
122
124
302
202
214
204
126
128
106
110

图10

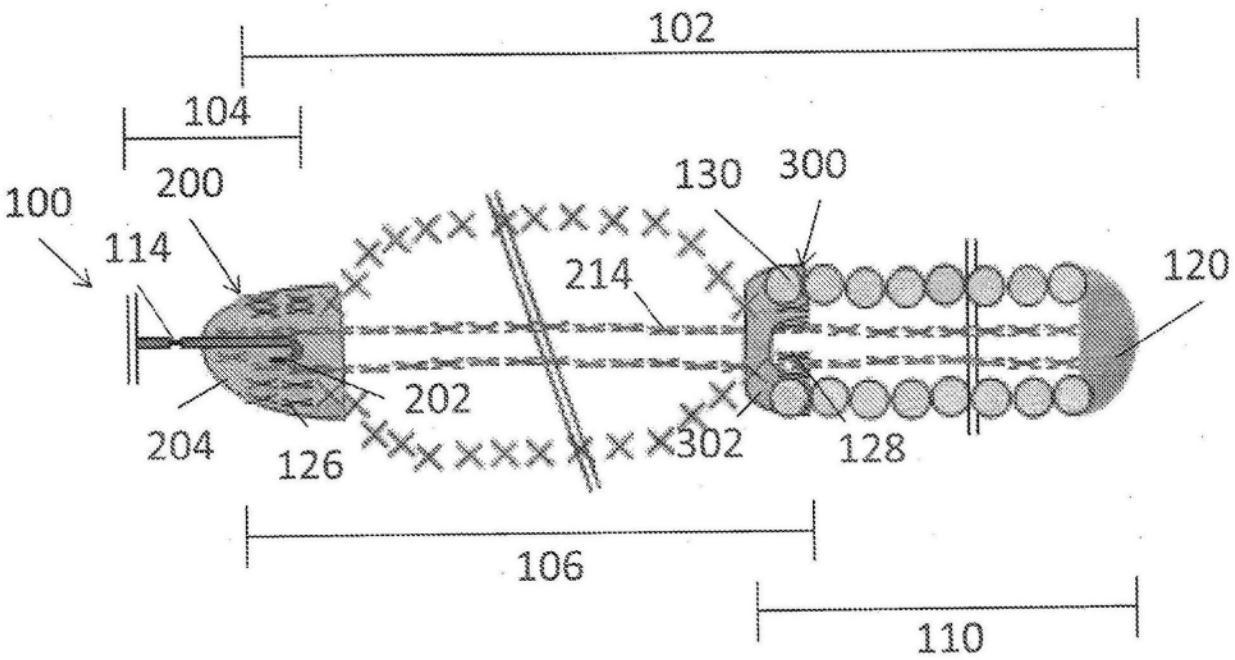

102
104
100
200
114
130
300
120
214
202
204
126
302
128
106
110

图11

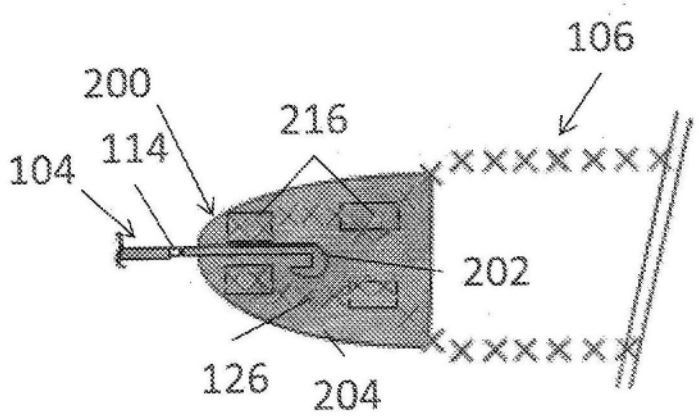

106
200
216
114
104
202
126
204

图12

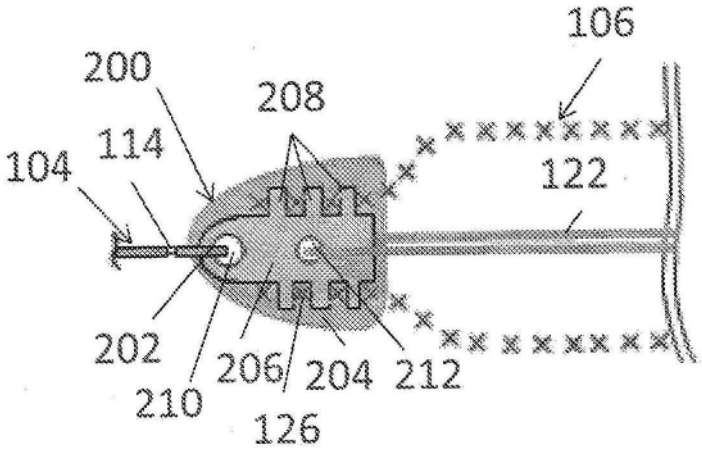

106
200
208
114
104
122
202
206
204
212
210
126

图13

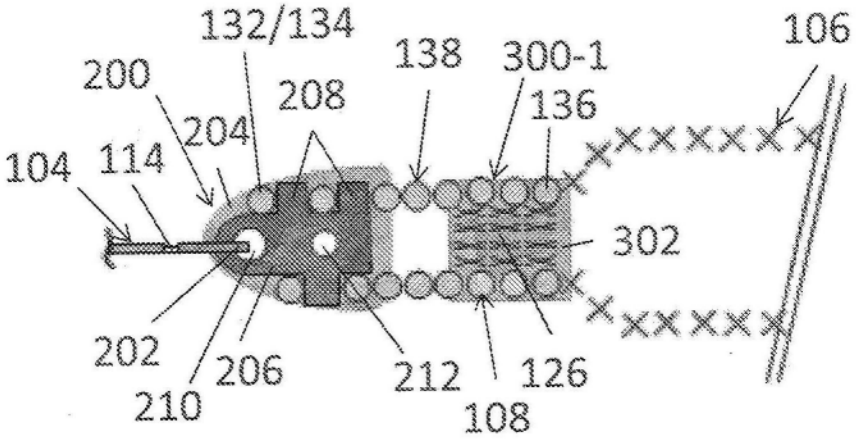

132/134
138
300-1
106
200
208
136
204
104
114
302
202
206
212
126
210
108

图14

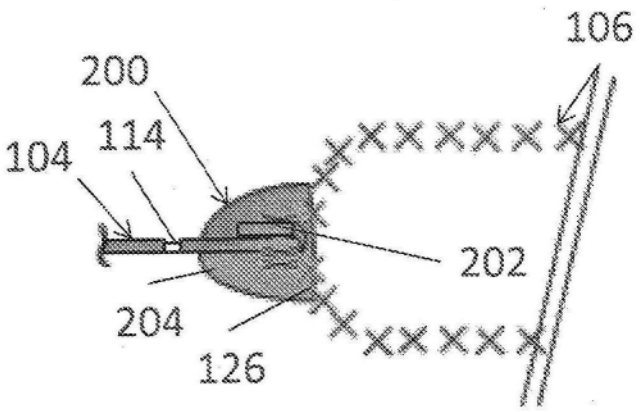

106
200
114
104
202
204
126

图15

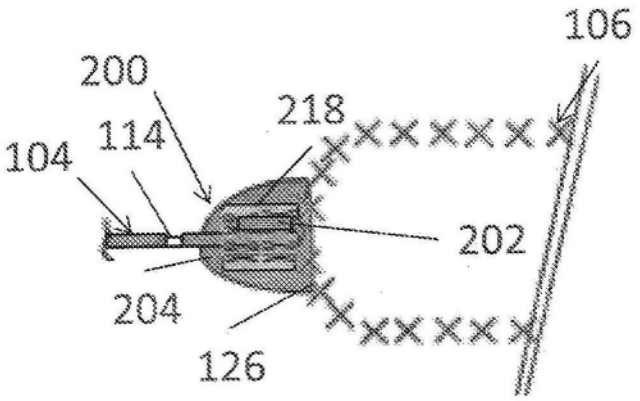

106
200
218
114
104
202
204
126

图16

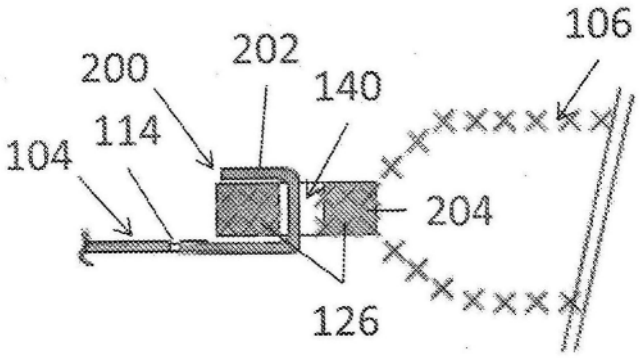

106
202
200
140
114
104
204
126

图17

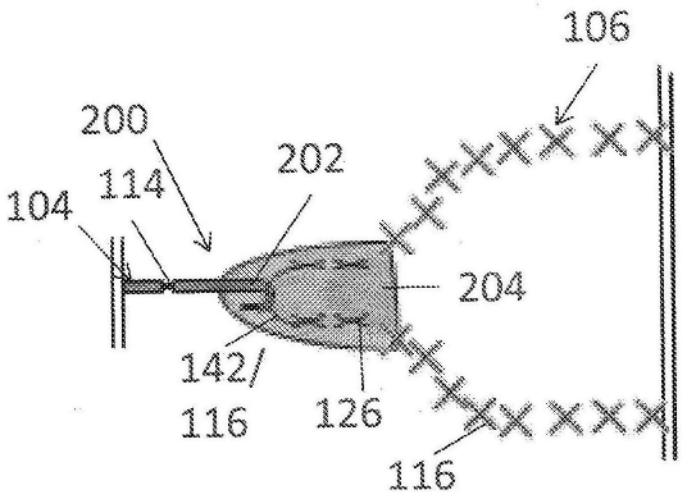

106
200
114
202
104
204
142/
116
126
116

图18

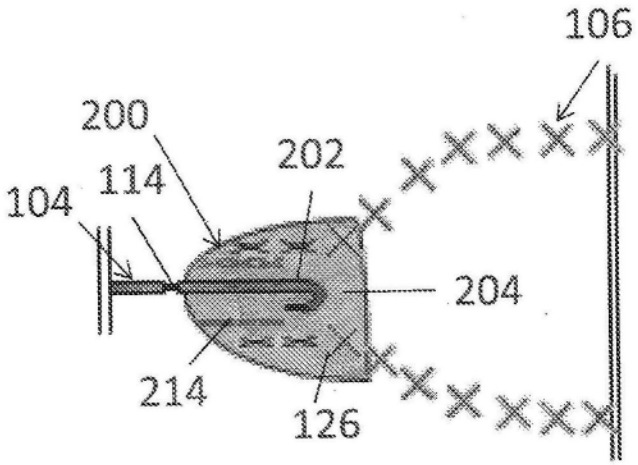

106
200
202
114
104
204
214
126

图19

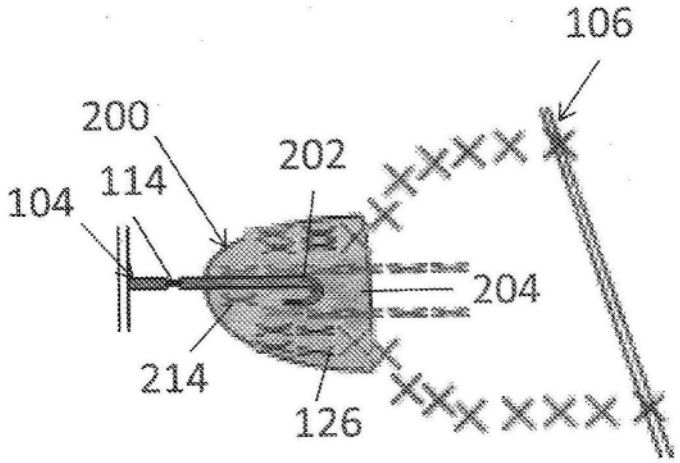

106
200
202
114
104
204
214
126

图20

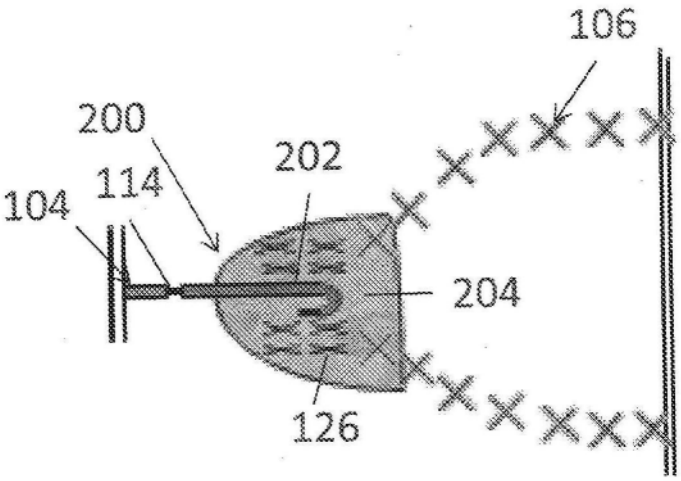

106
200
202
114
104
204
126

图21

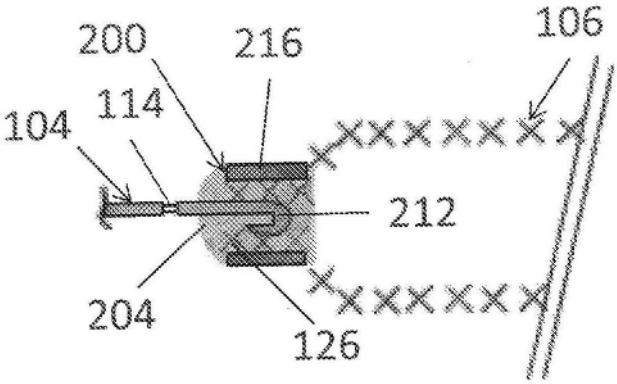

106
200
216
114
104
212
204
126

图22

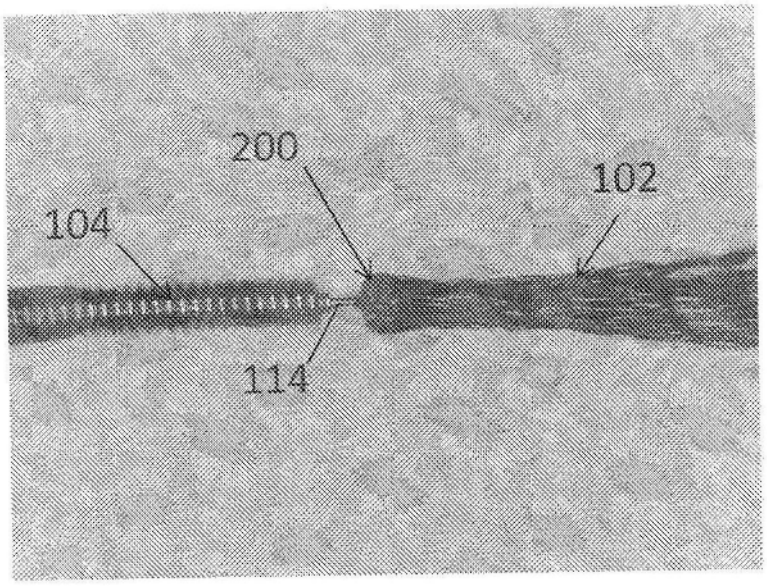


图23

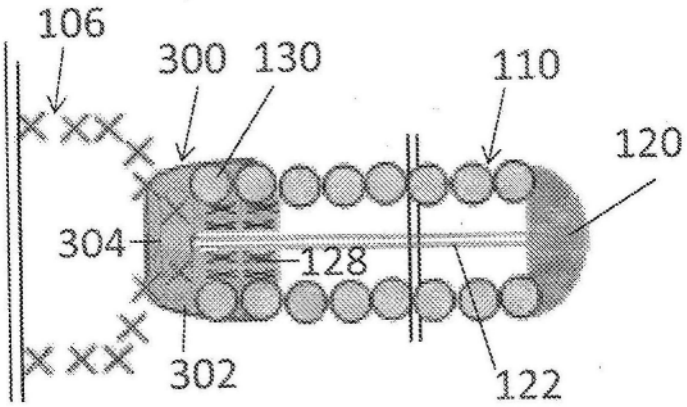


图24

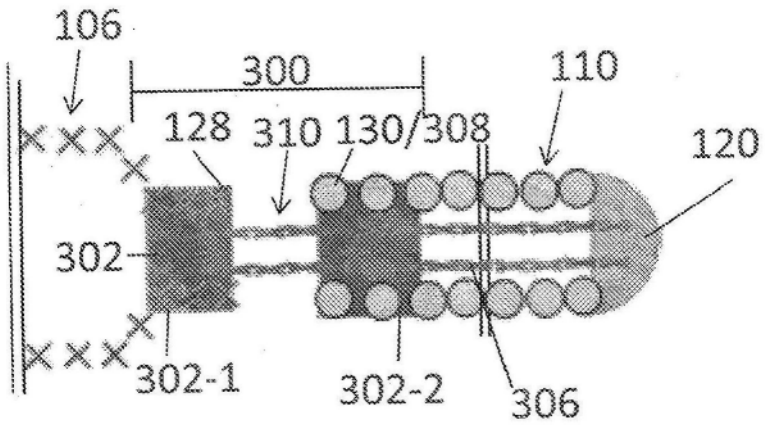

106
300
110
128
310
130/308
120
302
302-1
302-2
306

图25

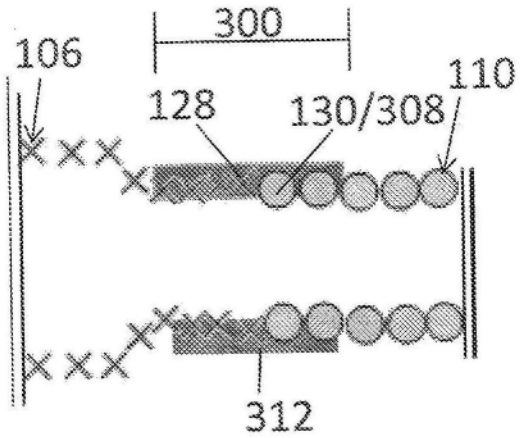

300
106
110
128
130/308
312

图26

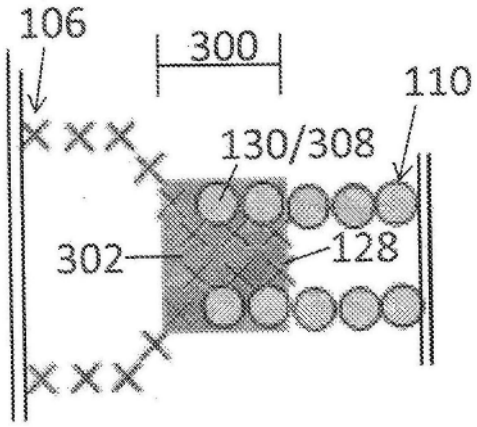

106
300
110
130/308
302
128

图27

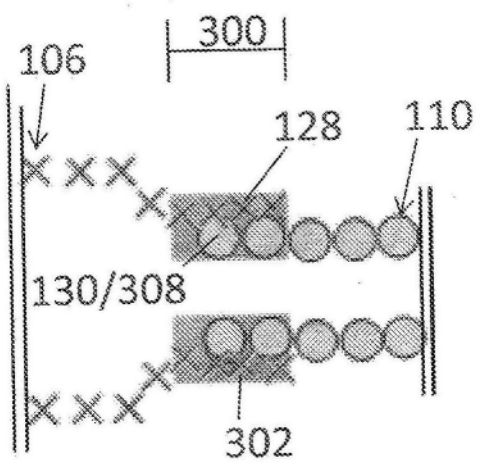

300
106
128
110
130/308
302

图28

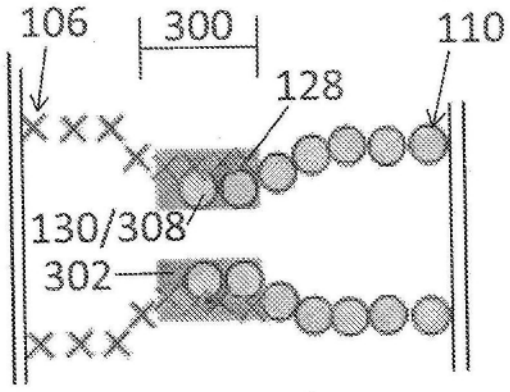

106
300
110
128
130/308
302

图29

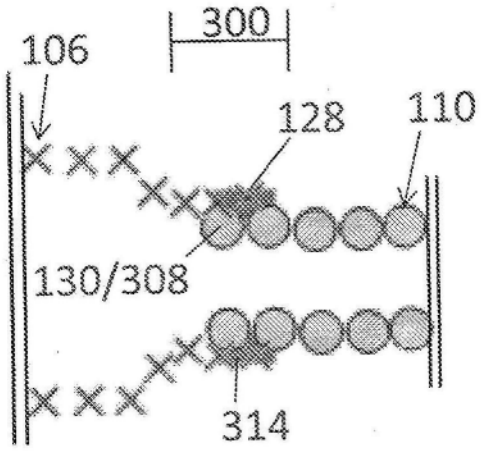

300
106
128
110
130/308
314

图30

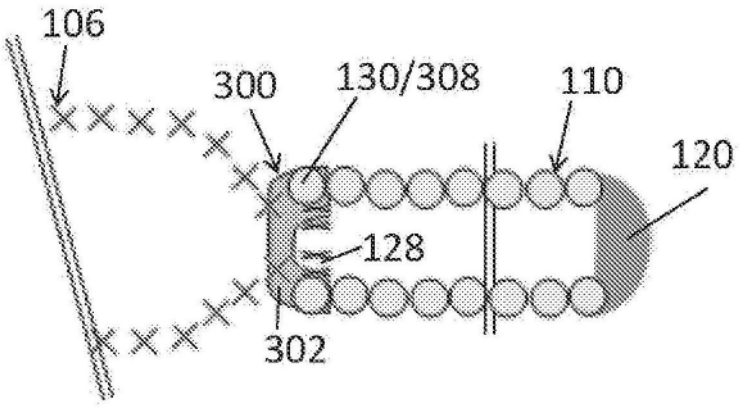

106
300
130/308
110
120
128
302

图31

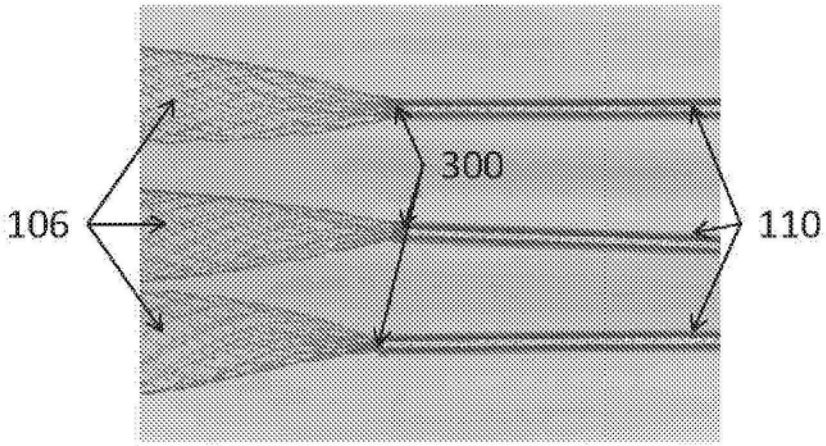

300
106
110

图32

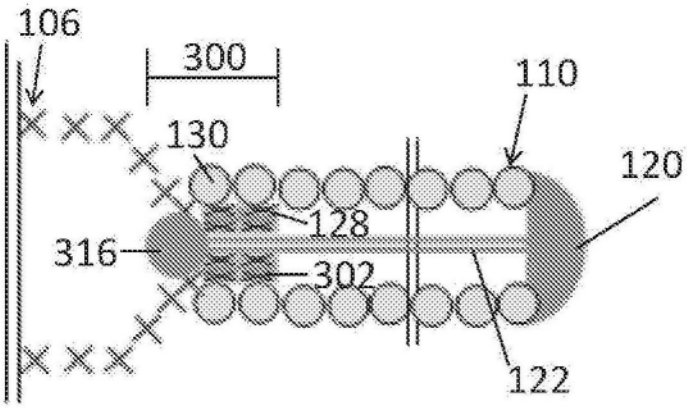

106
300
110
130
120
128
316
302
122

图33

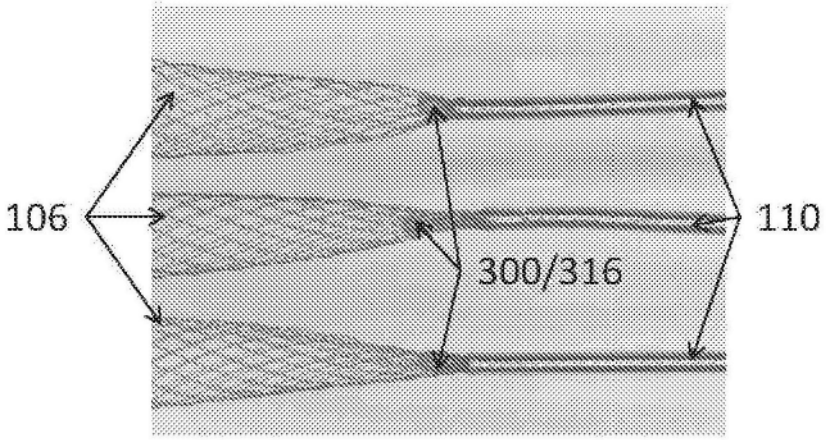

106
110
300/316

图34

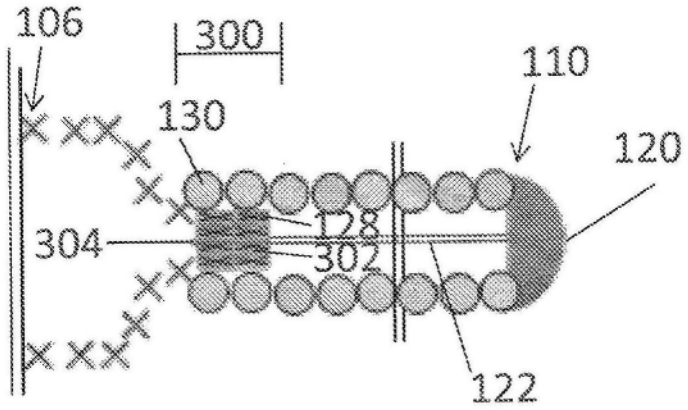

106
300
110
130
120
128
304
302
122

图35

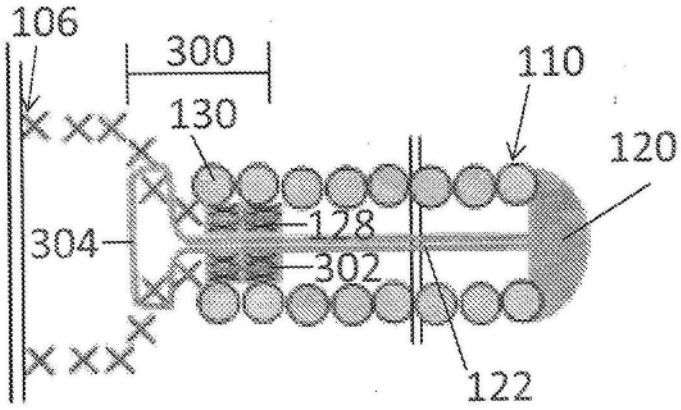

106
300
110
130
120
128
304
302
122

图36

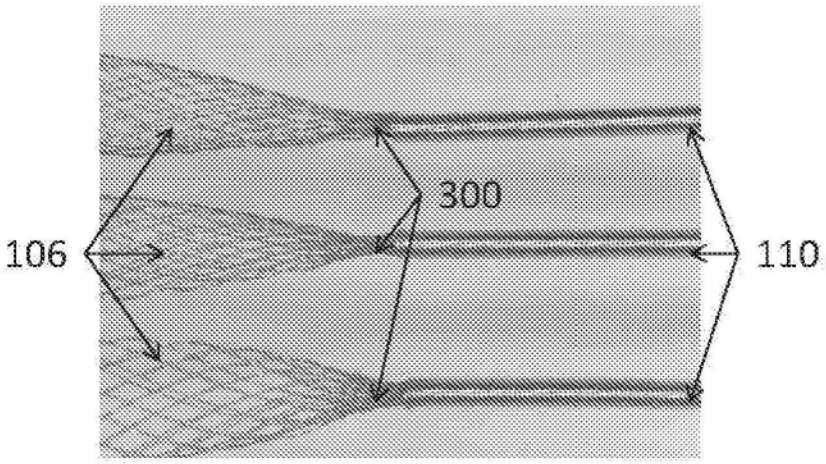

106
300
110

图37

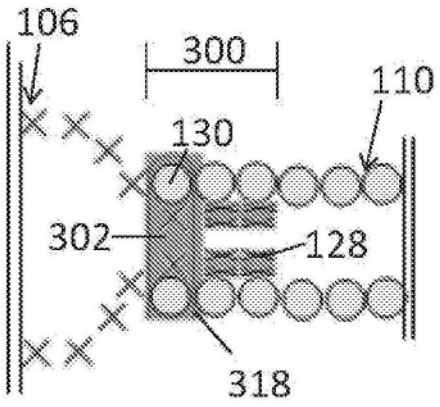

106
300
110
130
302
128
318

图38

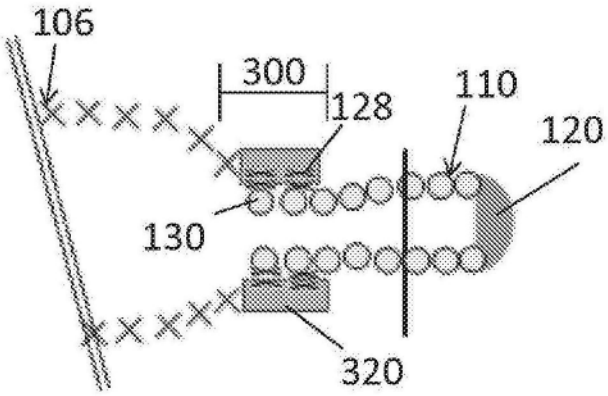

106
300
128
110
120
130
320

图39

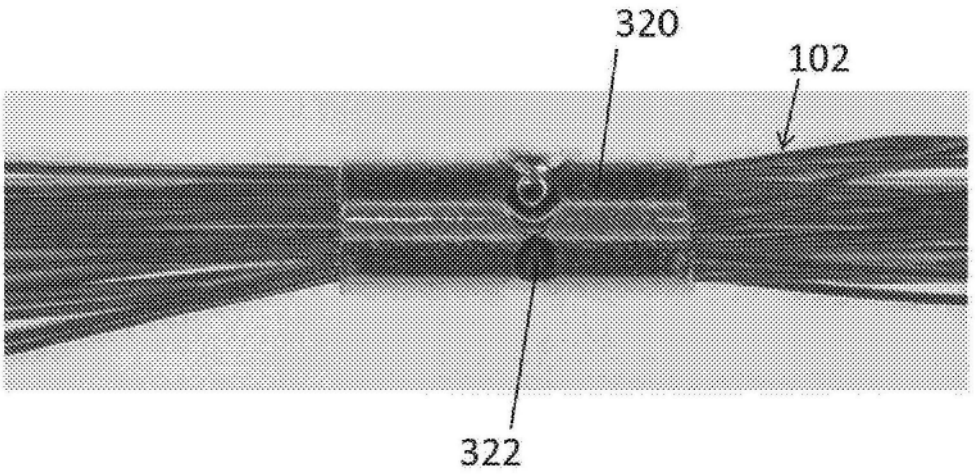

320
102
322

图40

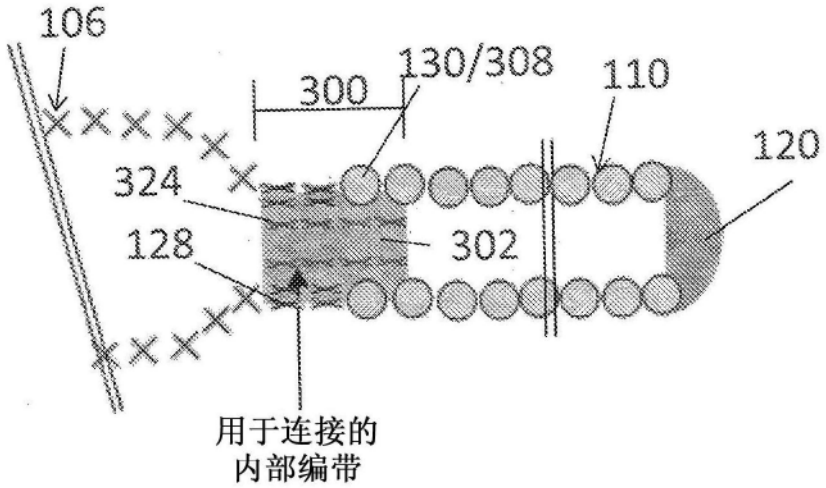

106
300
130/308
110
120
324
302
128
用于连接的
内部编带

图41

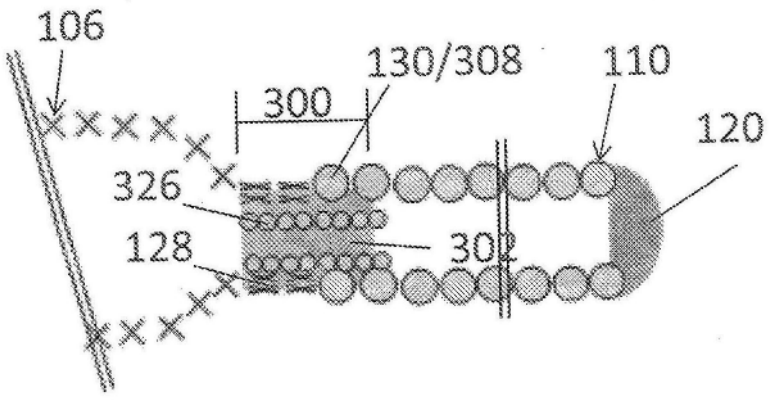

106
130/308
110
300
120
326
128
302

图42

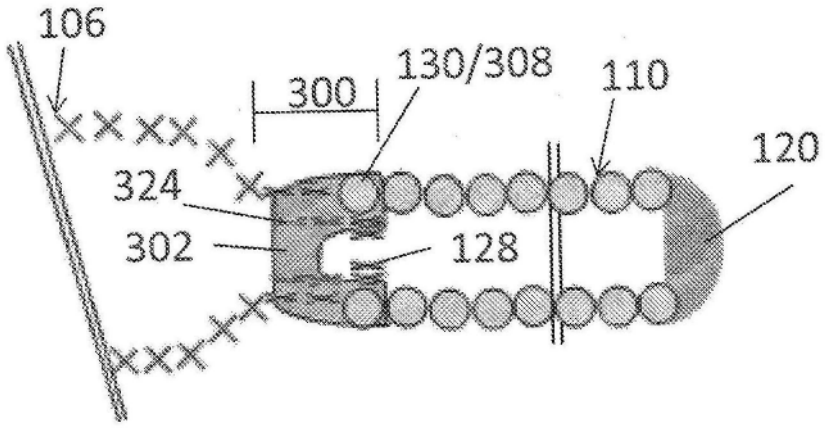

106
300
130/308
110
120
324
302
128

图43

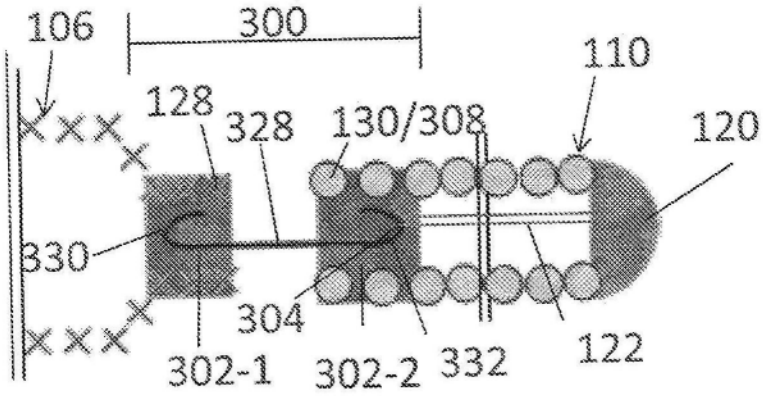

106
300
110
128
328
130/308
120
330
304
302-1
302-2
332
122

图44

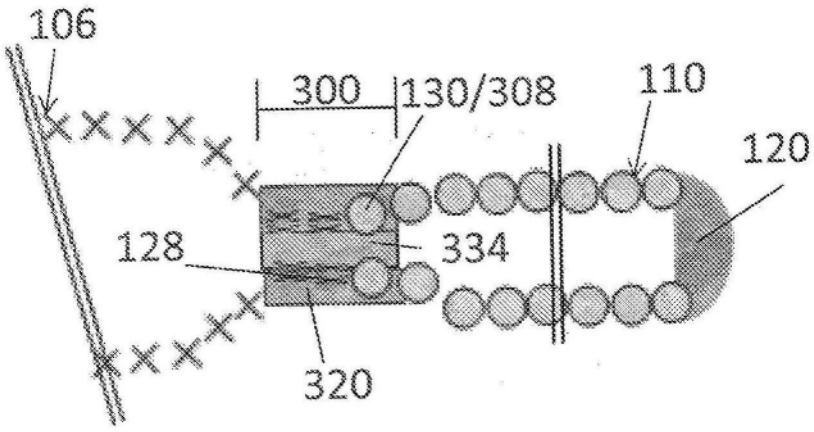

106
300
130/308
110
120
128
334
320

图45

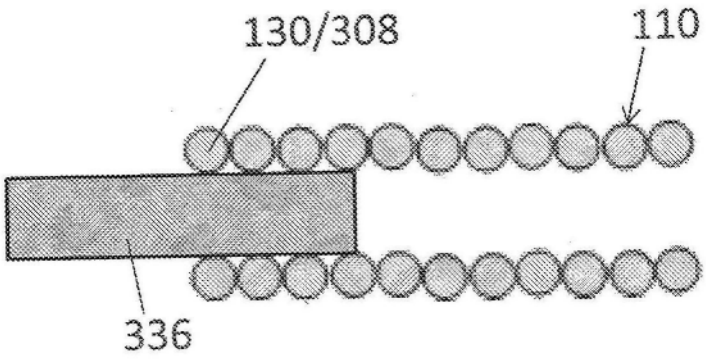


图46

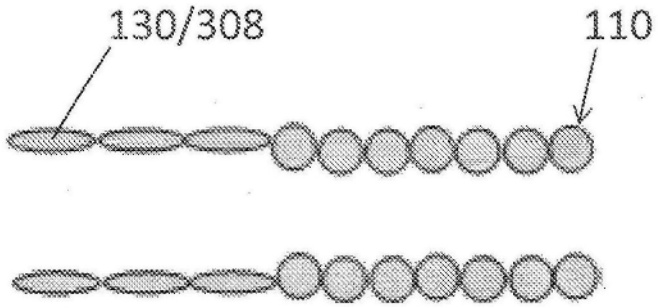


图47

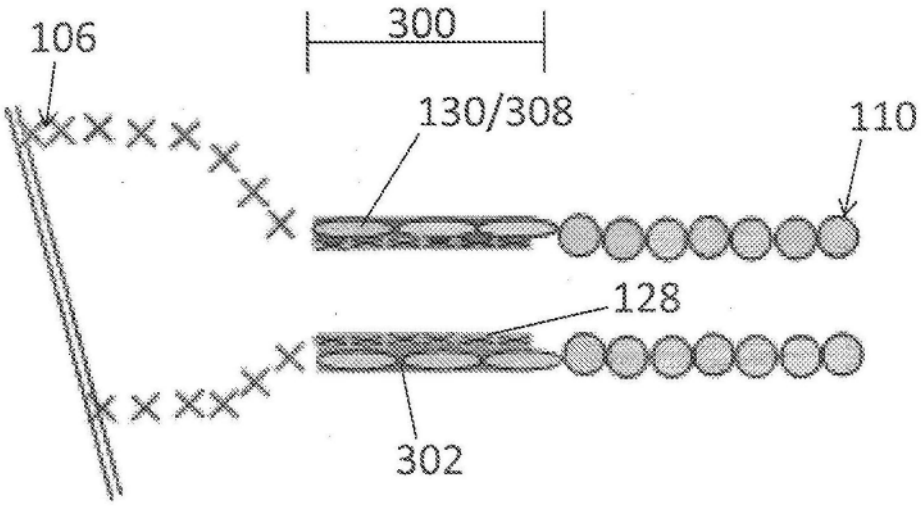


图48

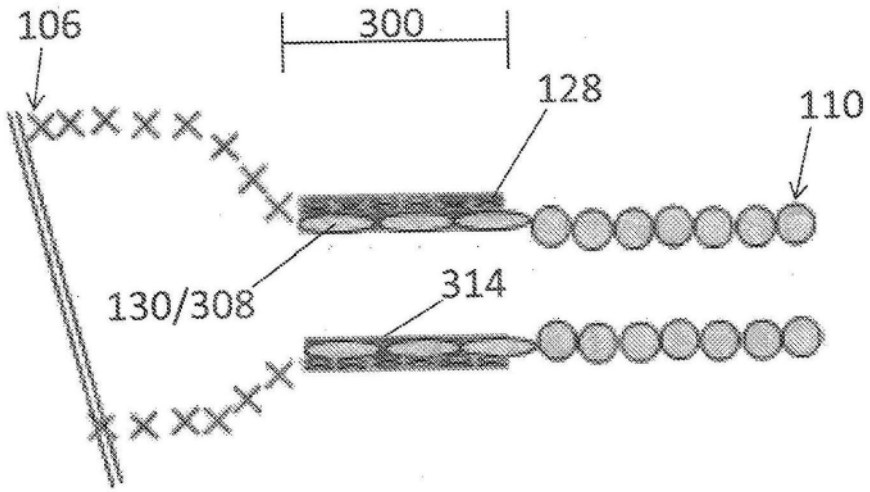

106
300
128
110
130/308
314

图49

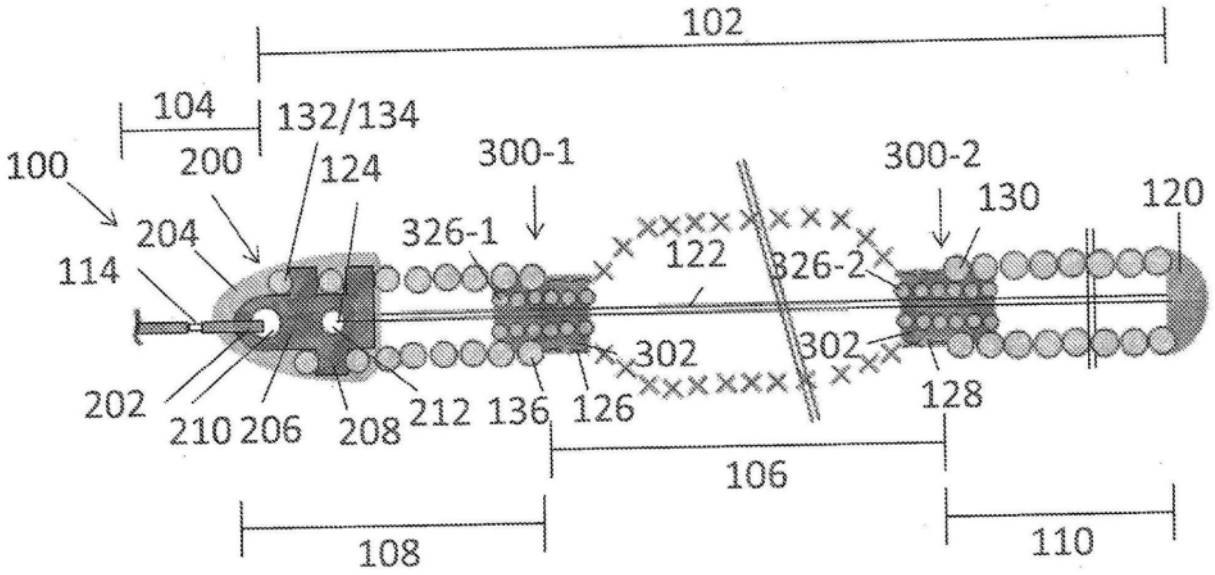

102
104
132/134
100
200
124
300-1
300-2
130
120
204
326-1
122
326-2
114
302
302
202
210
206
208
212
136
126
128
106
108
110

图50

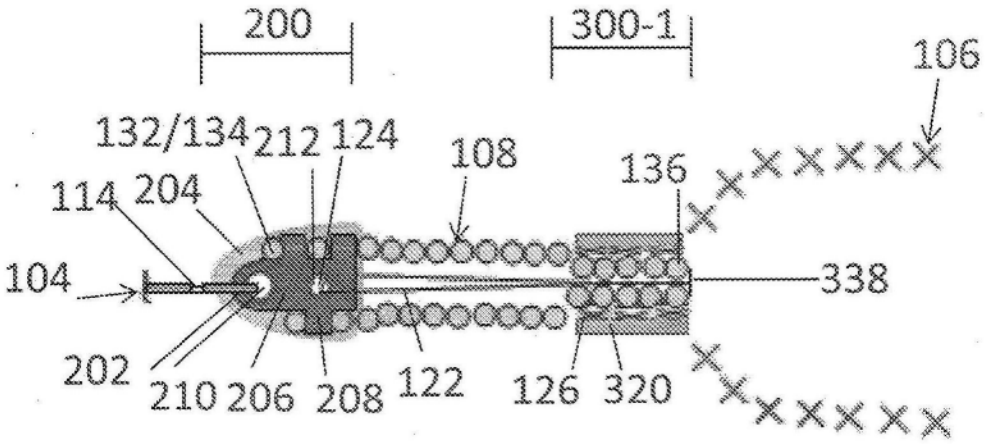

200
300-1
106
132/134
212
124
108
136
114
204
104
338
202
210
206
208
122
126
320

图51

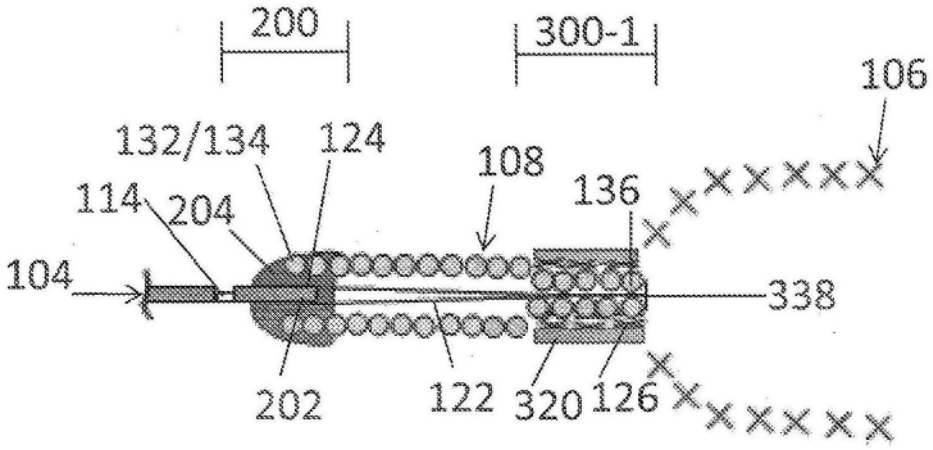

200
300-1
106
132/134
124
108
136
114
204
104
338
202
122
320
126

图52

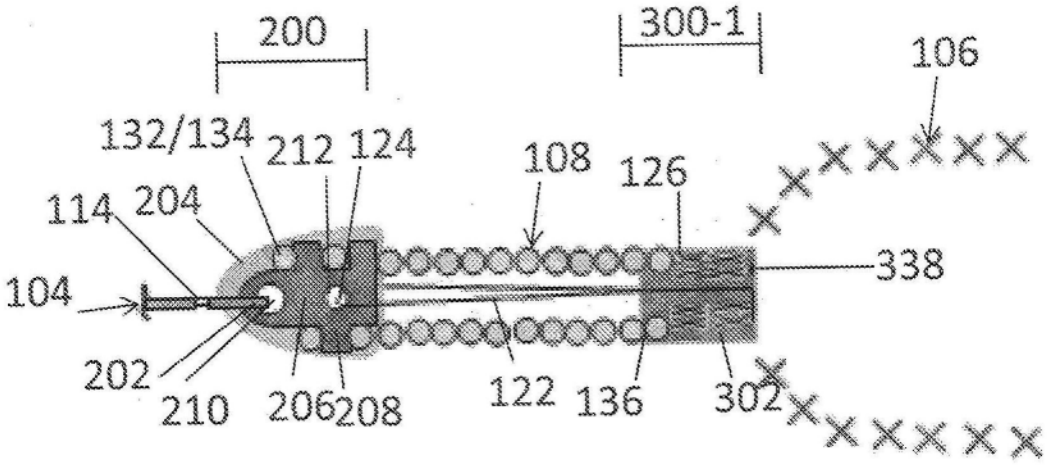

200
300-1
106
132/134
212
124
108
126
114
204
104
338
202
210
206
208
122
136
302

图53

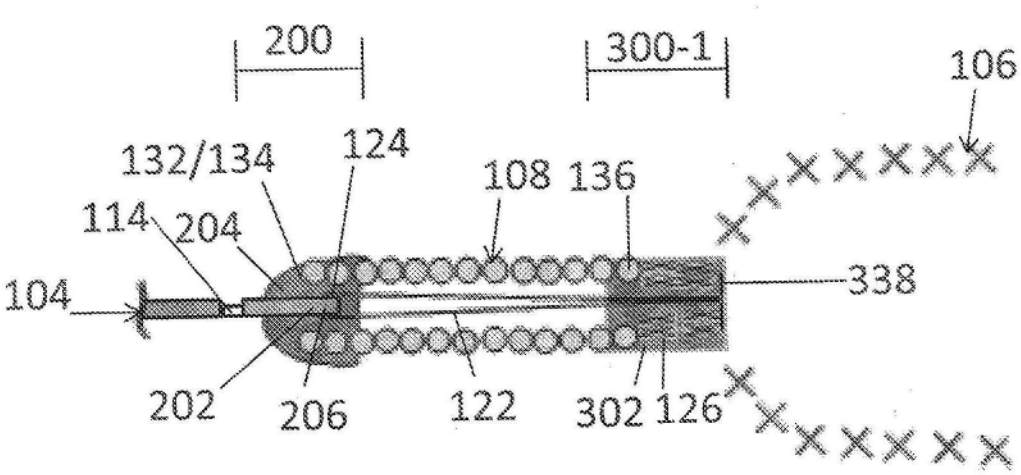

200
300-1
106
132/134
124
108
136
114
204
104
338
202
206
122
302
126

图54

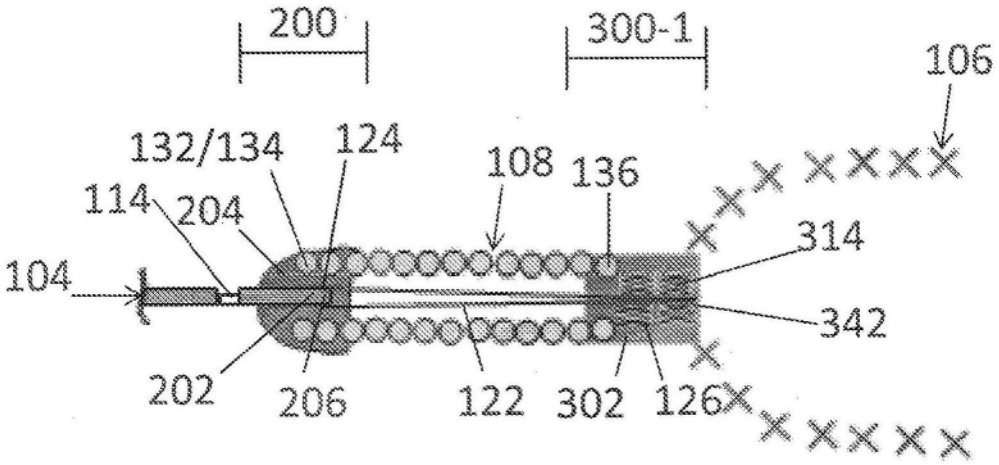

200
300-1
106
132/134
124
108
136
114
204
314
104
342
202
206
122
302
126

图55

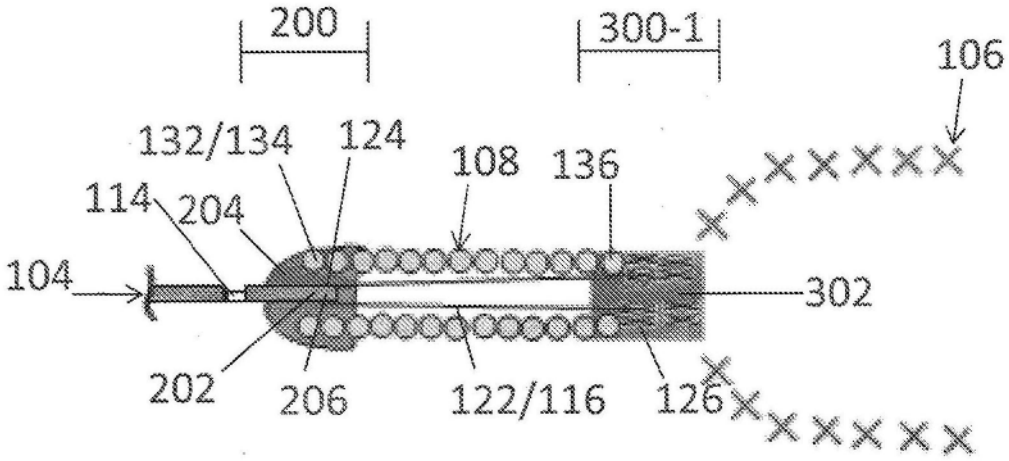

200
300-1
106
132/134
124
108
136
114
204
104
302
202
206
122/116
126

图56

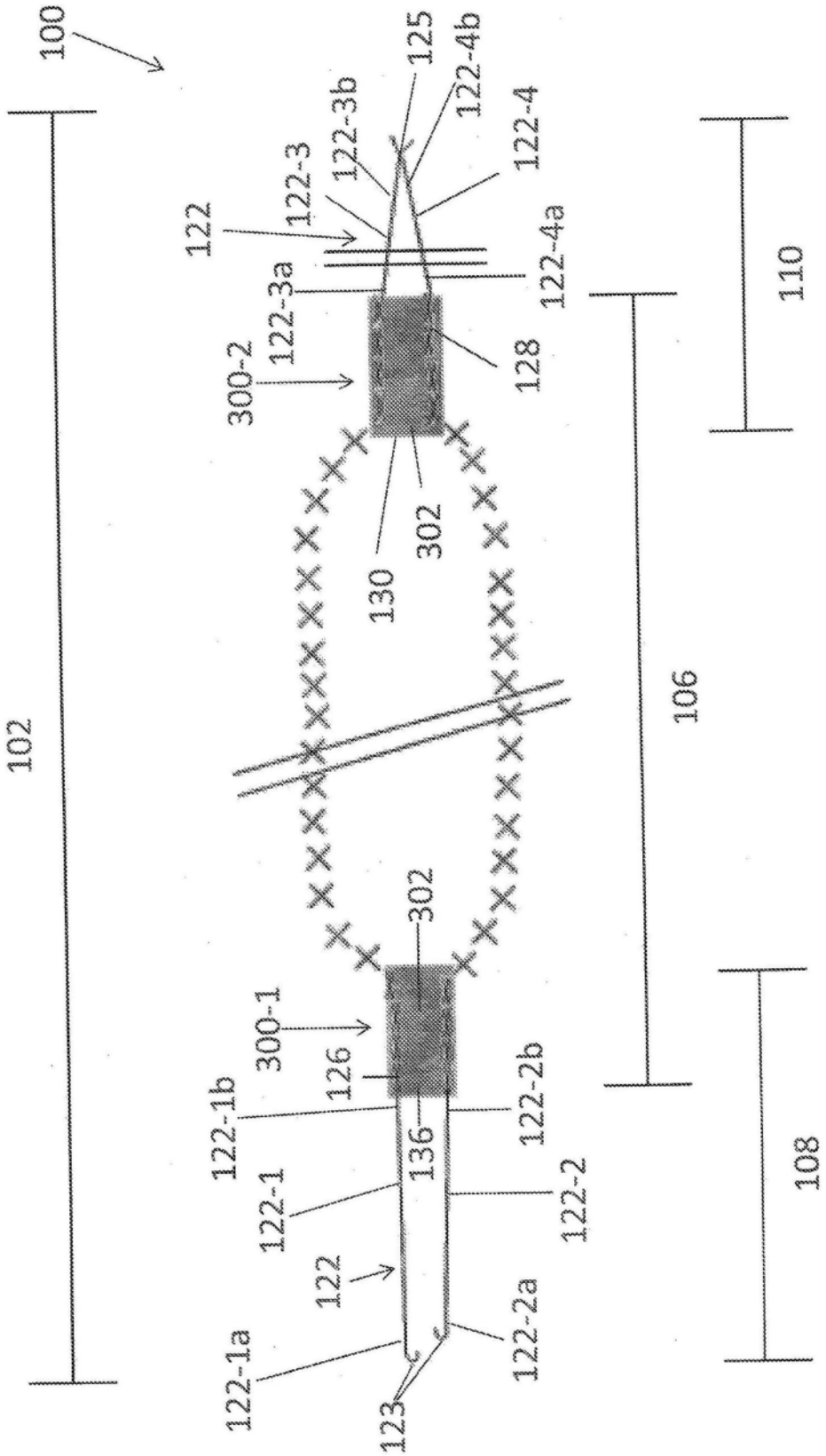

100
102
122
122-1
122-1a
122-1b
122-2
122-2a
122-2b
122-3
122-3a
122-3b
122-4
122-4a
122-4b
123
125
126
128
130
136
300-1
300-2
302
106
108
110

图57

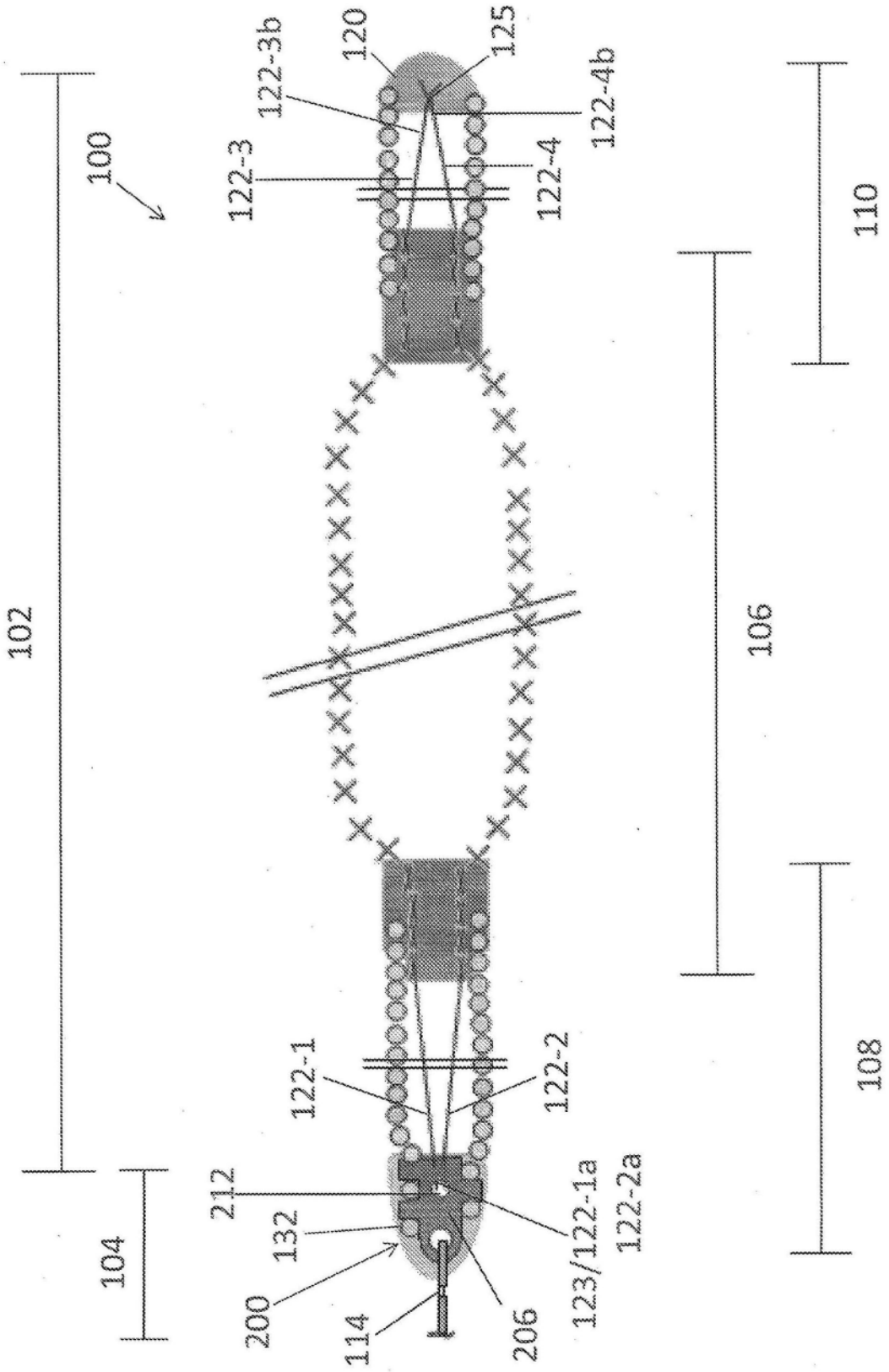

100
102
104
106
108
110
120
122-1
122-2
122-3b
122-4b
122-3
122-4
123/122-1a
122-2a
125
132
200
212
114
206

图58

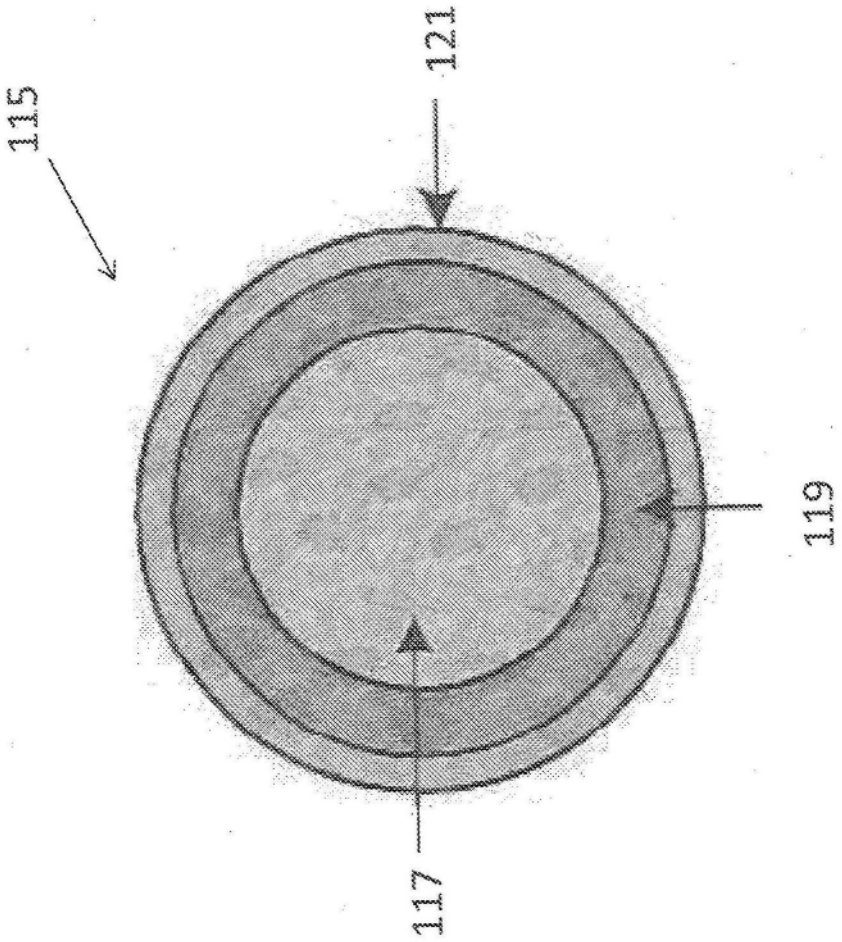


图59