



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105228534 B

(45)授权公告日 2018.03.30

(21)申请号 201480012871.3

专利权人 斯瑞克欧洲控股有限责任公司

(22)申请日 2014.03.12

(72)发明人 克利福德·泰奥 蒂莫西·奥德尔
陈汉存 郭澜涛 理查德·墨菲

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105228534 A

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

(43)申请公布日 2016.01.06

代理人 李静 马强

(30)优先权数据

61/785,730 2013.03.14 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.07

(56)对比文件

WO 02096301 A1,2002.12.05,说明书第5页
第1段,第9页第20-28行、图3C.

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/024291 2014.03.12

US 2010/0063572 A1,2010.03.11,说明书
第[0011]-[0034]段、图1A-2.

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/159584 EN 2014.10.02

审查员 王婷婷

(73)专利权人 斯瑞克公司

地址 美国密歇根州

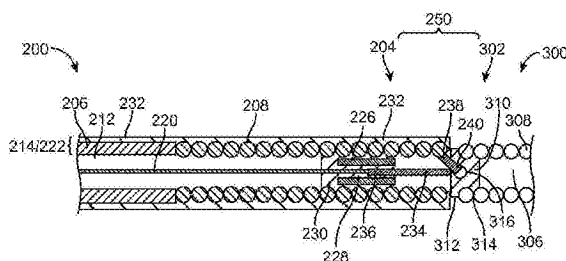
权利要求书3页 说明书12页 附图22页

(54)发明名称

血管闭塞装置输送系统

(57)摘要

一种血管闭塞装置输送组件,包括:推进器
组件,该推进器组件具有近端和远端;传导性的
牺牲联接件,设置在所述推进器组件的远端;以
及血管闭塞装置,其通过所述牺牲联接件固定至
所述推进器组件。所述推进器组件包括在其近端
与远端之间延伸的第一导体和第二导体。所述牺
牲联接件电耦接在所述第一导体与所述第二导
体之间,使得所述第一导体、所述牺牲联接件和
所述第二导体形成电路,且当通过所述第一导体
和所述第二导体将分裂电流施加通过所述牺牲
联接件时,所述牺牲联接件热分裂,从而将附接
构件和所述血管闭塞装置从所述推进器组件释
放。



1. 一种血管闭塞装置输送组件,包括:
推进器组件,所述推进器组件具有近端和远端且包括
第一导体和第二导体,所述第一导体和第二导体在所述推进器组件的近端与远端之间延伸,和
能热分裂的、传导性的牺牲联接件,所述牺牲联接件设置在所述推进器组件的远端处,并电耦接在相应的第一导体和第二导体之间,使得所述第一导体、所述牺牲联接件和所述第二导体形成电路;
血管闭塞装置,所述血管闭塞装置通过所述牺牲联接件固定至所述推进器组件,
其中,所述牺牲联接件被构造成生成使所述牺牲联接件通过分解而热分裂的热量,从而当将分裂电流施加通过所述牺牲联接件时将所述血管闭塞装置从所述推进器组件释放;
以及
附接构件,固定至所述血管闭塞装置的近端,其中,所述附接构件通过所述牺牲联接件固定至所述推进器组件,所述附接构件包括可熔系绳,当将小于所述分裂电流的加热电流施加通过所述牺牲联接件时,所述牺牲联接件通过电阻加热被加热至足以切断所述可熔系绳而不使所述牺牲联接件分裂的温度,从而使所述血管闭塞装置从所述推进器组件分离。
2. 根据权利要求1所述的血管闭塞装置输送组件,所述血管闭塞装置输送组件进一步包括电连接至所述第一导体和所述第二导体的电源,其中所述电源是能控制的,以选择性地输送所述分裂电流或所述加热电流通过所述牺牲联接件。
3. 根据权利要求1所述的血管闭塞装置输送组件,所述血管闭塞装置输送组件进一步包括第三导体,所述第三导体在所述推进器组件的近端与远端之间延伸并电连接至所述牺牲联接件,使得所述第三导体、所述牺牲联接件和所述第二导体形成电路,其中,所述第三导体的电阻率大于所述第一导体,使得当通过所述第三导体和所述第二导体将所述分裂电流施加通过所述牺牲联接件时,所述牺牲联接件通过电阻加热被加热至足以熔化所述可熔系绳而不使所述牺牲联接件热分裂的温度。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,所述推进器组件进一步包括第一承载连接器和第二承载连接器,所述第一承载连接器和第二承载连接器将所述牺牲联接件电连接且机械连接至相应的第一导体和第二导体。
5. 根据权利要求4所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件和所述承载连接器机械地系至彼此。
6. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括钛。
7. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括钛合金。
8. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括镁。
9. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括镁合金。
10. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括导电聚合物。

11. 根据权利要求10所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述导电聚合物为粉末填充的或纤维填充的复合聚合物。

12. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,所述推进器组件进一步包括设置在所述牺牲联接件周围并将所述牺牲联接件热隔离的柱体,其中,所述柱体包括一腔,所述牺牲联接件定位于所述腔中。

13. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述牺牲联接件包括具有轴向内腔的导电聚合物管,并且其中,所述第一导体的远端设置在所述轴向内腔内。

14. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管闭塞装置输送组件,所述血管闭塞装置输送组件进一步包括:

近端管状构件,所述近端管状构件设置在推进器组件的内腔内并且附接至所述推进器组件;以及

远端管状构件,所述远端管状构件设置在所述血管闭塞装置的内腔内并且附接至所述血管闭塞装置;

其中,所述牺牲联接件的近端部分延伸穿过所述近端管状构件,所述牺牲联接件的远端部分延伸穿过所述远端管状构件,且所述牺牲联接件的暴露的中间部分设置在所述近端管状构件与所述远端管状构件之间,并且

其中,所述牺牲联接件被构造成当所述分裂电流被施加通过所述牺牲联接件时产生使所述中间部分分裂的热量,从而将所述血管闭塞装置从所述推进器组件释放。

15. 根据权利要求14所述的血管闭塞装置输送组件,所述血管闭塞装置包括抗拉伸构件,所述抗拉伸构件的远端固定至所述血管闭塞装置的远端部分,其中,所述牺牲联接件的远端连接器部分向所述远端管状构件的远端延伸并固定至所述抗拉伸构件的近端。

16. 一种血管闭塞装置输送组件,包括:

推进器组件,所述推进器组件具有近端和远端,其中,第一导体和第二导体在该近端与该远端之间延伸;以及

血管闭塞装置,所述血管闭塞装置通过连接器构件能释放地耦接至所述推进器组件,所述连接器构件包括

近端连接构件,所述近端连接构件耦接至所述推进器组件,

远端连接构件,所述远端连接构件耦接至所述血管闭塞装置,和

能热分裂的牺牲构件,所述牺牲构件电连接至所述第一导体和所述第二导体,所述牺牲构件包括近端部分和远端部分,所述近端部分耦接至所述近端连接构件,所述远端部分向所述近端连接构件的远端延伸并耦接至所述远端连接构件,从而将所述推进器组件附接至所述血管闭塞装置,

其中,当将分裂电流施加通过牺牲构件时,所述牺牲构件产生使所述牺牲构件通过分解而热分裂的热量,从而将所述血管闭塞装置从所述推进器组件释放。

17. 根据权利要求16所述的血管闭塞装置输送组件,其中,所述近端连接构件和所述远端连接构件均具有扁平轮廓。

18. 根据权利要求17所述的血管闭塞装置输送组件,

其中,所述推进器组件进一步包括具有张开式节距绕组的远端线圈,

其中,所述近端连接构件限定了在所述推进器组件的远端线圈的相邻张开式节距绕组之间交错的多个指状件,

其中,所述血管闭塞装置包括在近端处具有张开式节距绕组的血管闭塞线圈,并且

其中,所述远端连接构件限定了在所述血管闭塞线圈的近端处的相邻张开式节距绕组之间交错的多个指状件。

血管闭塞装置输送系统

技术领域

[0001] 本发明的技术领域总体涉及用于在人类或动物患者的血管中植入血管闭塞装置的系统 and 输送装置,该血管闭塞装置用于形成栓塞或血管闭塞。更具体地,本发明涉及使用可热分裂的联接件进行分离。

背景技术

[0002] 可由于多种原因而使用血管闭塞装置或植入物,包括治疗血管内动脉瘤。常用的血管闭塞装置包括通过绕“主”心轴卷绕铂(或铂合金)线丝束而形成的柔软、螺旋缠绕线圈。然后,将该线圈绕在更大的“辅助”芯轴上,并进行热处理以形成第二形状。例如,授予 Ritchart 等人的美国专利第4,994,069号描述了一血管闭塞装置,该血管闭塞装置在为了穿过输送导管的内腔安置而伸展时呈线性螺旋形第一形状,而在从输送导管释放并存留在血管系统中时呈折叠盘绕的第二形状。

[0003] 为了将血管闭塞装置输送到血管系统中所需的部位(例如,动脉瘤囊内),所熟知的是首先使用可操纵导丝将小轮廓的输送导管或“微导管”放置在位。通常,由主治医师或制造商根据患者的特定解剖结构为微导管的远端提供选定的预成形弯曲,例如45°、26°、“J”形、“S”形或其它弯曲形状,使得一旦导丝被抽出,微导管的远端将留在所需位置中以将一个或多个血管闭塞装置释放到动脉瘤中。然后,使输送线丝或“推进器”线丝穿过微导管,直至耦接至推进器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中。一旦已处于动脉瘤中,一些血管闭塞装置的部分段断裂以允许更有效和更完全的堆积。然后,从推进器组件的端部释放或“分离”血管闭塞装置,并经导管将推进器组件撤回。根据患者的特定需要,可推动一个或多个附加闭塞装置穿过导管并在同一部位将其释放。

[0004] 从推进器组件的端部释放血管闭塞装置的一种众所周知的方式是使用可电解断开的接合部,该接合部是沿推进器组件的远端部分设置的小的露出部分或分离区。分离区通常由不锈钢制成,且位于紧邻血管闭塞装置的位置。可电解断开的接合部在推进器组件在离子溶液(例如,血液或其它体液)存在的情况下带电时易于被电解并电分裂。因此,一旦分离区从导管远端离开并暴露于患者的血管血液中,通过电触点施加在导电推进器上的电流便形成带有返回电极的电解分离回路,并且分离区由于电解而分裂。

[0005] 虽然可电解断开的接合部表现良好,但是仍需要用于将血管闭塞装置输送入血管内腔的其它系统和方法。

发明内容

[0006] 在本发明的一个实施方式中,血管闭塞装置输送组件包括:其推进器组件,具有近端和远端;导电牺牲联接件,设置在推进器组件的远端处;以及血管闭塞装置,其通过牺牲联接件固定至推进器组件。推进器组件包括在其近端与远端之间延伸的第一导体和第二导体。牺牲联接件电耦接在第一导体与第二导体之间,使得第一导体、牺牲联接件和第二导体形成电路,并且当通过第一导体和第二导体将分裂电流施加通过牺牲联接件时,牺牲

联接件热分裂,从而将附接构件和血管闭塞装置从推进器组件释放。

[0007] 在一些实施方式中,血管闭塞装置输送组件还包括附接构件,该附接构件通过牺牲联接件固定至血管闭塞装置并固定至推进器组件。附接构件可包括可熔系绳,以便当通过第一导体和第二导体将小于分裂电流的加热电流施加通过牺牲联接件时,可通过电阻加热将牺牲联接件加热至足以断开可熔系绳而不会使牺牲联接件分裂的温度,从而使血管闭塞装置从推进器组件分离。

[0008] 在一些实施方式中,血管闭塞装置输送组件包括电连接至第一导体和第二导体的电源,其中电源是可控制的以选择性地输送分裂电流或加热电流穿过牺牲联接件。血管闭塞装置输送组件也可包括第三导体,该第三导体在推进器组件的近端与远端之间延伸并电连接至牺牲联接件,以便第三导体、牺牲联接件和第二导体形成电路,其中第三导体的电阻率大于第一导体,以便当通过第三导体和第二导体将分裂电流施加通过牺牲联接件时,可通过电阻加热将牺牲联接件加热至足以熔化系绳而不会分裂牺牲联接件的温度。

[0009] 在一些实施方式中,推进器组件还包括第一承载连接器和第二承载连接器,该第一承载连接器和第二承载连接器将牺牲联接件电连接且机械连接至相应的第一导体和第二导体。牺牲联接件和承载导体可机械地系至彼此。推进器组件也可包括柱形的本体,该柱形的本体围绕牺牲联接件设置并使牺牲联接件绝热,其中柱形的本体限定了腔,牺牲联接件位于该腔内。

[0010] 在一些实施方式中,牺牲联接件包括限定轴向内腔的导电聚合物管,其中第一导体的远端设置在轴向内腔内。导电聚合物管可具有径向增大的远端部分,且血管闭塞装置的近端可通过与径向增大的远端部分的干涉配合而固定至聚合物管。在其它实施方式中,血管闭塞装置的近端可通过粘合剂、焊接或机械粘合固定至聚合物管。

[0011] 在其它实施方式中,牺牲联接件包括在其中限定有纵向孔的细长联接件构件以及与纵向孔连通的近端开口,其中该孔具有封闭的远端,且其中第一导体的远端延伸入该纵向孔。在这些实施方式的一些中,第一导体的远端包括突起,该突起倾斜于第一导体的纵向轴线延伸并被构造成用于强化第一导体与牺牲联接件之间的机械连接。在这些实施方式的其它一些中,第一导体的远端包括径向增大的部分,该径向增大的部分被构造成用于集中电流密度并用于强化第一导体与牺牲联接件之间的机械连接。

[0012] 在一些实施方式中,推进器组件限定了内腔,且第一导体和第二导体在推进器组件的近端与远端之间在内腔中延伸。在其它实施方式中,第二导体为在推进器组件的近端与远端之间延伸的导电管状推进器导管,且第一导体穿过该推进器导管在推进器组件的近端与远端之间延伸。

[0013] 在本发明的另一个实施方式中,血管闭塞装置附接至推进器组件,该推进器组件通过耦接至推进器组件远端的牺牲联接件与固定至血管闭塞装置的系绳之间形成的连接固定至血管闭塞装置。在该实施方式中,使血管闭塞装置从推进器组件分离的方法包括:将第一电流施加通过牺牲联接件,以通过电阻加热将牺牲联接件加热至足以熔化系绳而不会使牺牲联接件分裂的第一温度,以及对牺牲联接件施加大于第一电流的第二电流,以通过电阻加热将牺牲联接件加热至高于第一温度的第二温度,从而使牺牲联接件热分裂。

[0014] 在本发明的又一个实施方式中,血管闭塞装置输送组件包括:具有近端和远端的推进器组件,以及在推进器组件的近端与远端之间延伸的第一导体和第二导体。血管闭塞

装置输送组件还包括设置在推进器组件的远端处并电连接至第一导体和第二导体的牺牲联接件,以及通过牺牲联接件固定至推进器组件的血管闭塞装置。牺牲联接件包括导电构件和电绝缘构件。导电构件的绝缘部分设置在电绝缘构件内,留下导电构件的暴露部分。血管闭塞装置固定至该暴露部分,以便当通过第一导体和第二导体将电流施加通过牺牲联接件时,通过电阻加热对牺牲联接件进行加热,使得导电构件的暴露部分热分裂,从而使血管闭塞装置从推进器组件分离。

[0015] 在一些实施方式中,血管闭塞构件包括抗拉伸构件,该抗拉伸构件的远端固定至血管闭塞构件的远端部分,并且该抗拉伸构件的近端固定至在血管闭塞构件近端处设置在内腔中的适配器(adapter),其中该适配器固定至牺牲联接件的导电部分。在这些实施方式中,适配器可包括扁平主体,扁平主体在其远端限定有开口,且其中抗拉伸构件形成穿过该开口的环。

[0016] 在一些实施方式中,血管闭塞装置固定至牺牲联接件上的分离位置,其中导电构件的暴露部分的横截面积沿暴露部分的长度减小,在紧邻分离位置处减小至最小。替代地或此外,电绝缘构件可限定一开口,其中导电构件的暴露部分跨越穿过该开口,且血管闭塞装置可固定至该开口内的导电构件。

[0017] 在各种实施方式中,电绝缘构件可包覆模制(over-molded)到导电构件上或与导电构件共同模制。

[0018] 在本发明的又一个实施方式中,血管闭塞装置输送组件包括:限定内腔的推进器组件;以及血管闭塞装置,其限定血管闭塞装置内腔并通过连接器构件可拆卸地附接至推进器组件。推进器组件限定近端和远端,其中推进器内腔在该近端与远端之间延伸。推进器组件还包括在其近端与远端之间延伸的第一导体和第二导体。连接器构件包括:设置在推进器内腔内并附接至推进器组件的近端管状构件;设置在血管闭塞装置内腔内并附接至血管闭塞装置的远端管状构件;以及电连接至第一导体和第二导体的牺牲构件。牺牲构件包括:延伸穿过近端连接器构件的近端部分;延伸穿过远端连接器构件的远端部分;以及设置在近端连接器构件与远端连接器构件之间的暴露中间部分,以便当通过第一导体和第二导体将电流施加通过牺牲构件时,通过电阻加热对牺牲构件加热,使得牺牲构件的中间部分热分裂,从而使血管闭塞装置从推进器组件分离。血管闭塞装置可包括远端固定至血管闭塞装置的远端部分的抗拉伸构件,其中牺牲构件的远端连接器部分向远端连接器构件的远端延伸,并固定至抗拉伸构件的近端。

[0019] 在本发明的又一个实施方式中,血管闭塞装置输送组件包括:限定近端和远端的推进器组件,其中第一导体和第二导体在近端与远端之间延伸;以及通过连接器构件可拆卸地附接至推进器组件的血管闭塞装置。连接器构件包括:固定至推进器组件的近端连接构件;固定至血管闭塞装置的远端连接构件;以及电连接至第一导体和第二导体的牺牲构件。牺牲构件包括固定在近端连接构件内的近端部分,以及向近端连接构件的远端延伸并固定至远端连接构件的远端部分,从而将推进器组件附接至血管闭塞装置,使得当通过第一导体和第二导体将电流施加通过牺牲构件时,通过电阻加热对牺牲构件加热,使得牺牲构件的中间部分热分裂,从而使血管闭塞装置从推进器组件分离。

[0020] 在一些实施方式中,近端连接器和远端连接器均具有扁平轮廓。推进器组件也可包括具有张开式节距绕组(open pitch winding)的远端线圈,且近端连接器构件可限定在

推进器组件远端线圈的相邻的张开式节距绕组之间交错的多个指状件。血管闭塞构件也可包括近端具有张开式节距绕组的血管闭塞线圈,且远端连接器构件可限定在血管闭塞线圈近端的相邻的张开式节距绕组之间交错的多个指状件。

[0021] 在任何以上实施方式中,牺牲联接件可包括钛、钛合金、镁、镁合金或导电聚合物。导电聚合物可选自由聚乙炔、聚吡咯、聚苯胺、聚(对亚苯基亚乙烯基)、聚(噻吩)、聚(3,4-亚乙基二氧噻吩)以及聚(对亚苯基硫醚)组成的组。导电聚合物也可以是粉末填充或纤维填充的复合聚合物。

[0022] 结合附图,根据以下详细描述,本发明实施方式的其它特征将变得显而易见。

附图说明

[0023] 附图图示了本发明实施方式的设计和应用,其中相似元件以相同附图标记表示。这些附图不一定按比例绘制。为了更好地理解如何获得上述以及其它优点和目的,将更具体地描述附图中图示的实施方式。这些附图仅描绘了本发明的典型实施方式,因此这些附图不认为是对本发明范围的限制。

[0024] 图1是根据本发明的一个实施方式的血管闭塞装置输送系统的示意图。

[0025] 图2是处于自然状态模式的闭塞线圈的侧视图,图示了根据本发明的实施方式的一个示例性第二构造。

[0026] 图3至图18、图24和图25是根据本发明的多种实施方式的血管闭塞装置输送系统的详细纵向剖面图,这些图描绘了在多种推进器组件与血管闭塞装置之间的接合部。

[0027] 图19和图23是根据本发明的多种实施方式的牺牲联接件的侧视图。

[0028] 图20至图22是根据本发明的多种实施方式的牺牲联接件的透视图。

[0029] 图26至图28是根据本发明的多种实施方式的血管闭塞装置输送系统的详细图解视图,这些图描绘了在多种推进器组件与血管闭塞装置之间的接合。

具体实施方式

[0030] 对于以下所定义的术语,除非权利要求或本说明书的其它地方给出不同定义,否则应采用这些定义。

[0031] 无论是否明确指示,本文中的所有数值均被认为是由术语“大约”修饰。术语“大约”通常是指人们视为与所述值等值的数值范围(即,具有相同的功能或结果)。在许多实例中,术语“大约”可包括被四舍五入至最接近的有效数字的数值。

[0032] 由端点表述的数值范围包括该范围内的所有数值(例如,1至5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4和5)。

[0033] 除非上下文另有明确说明,否则本说明书和所附权利要求中使用的单数形式“(a)”、“一个(an)”和“该(the)”包括复数形式。除非上下文另有明确说明,否则本说明书和所附权利要求中使用的术语“或”的含义通常包括“和/或”。

[0034] 下面将参考附图来讨论本发明的多种实施方式。应注意,附图未按比例绘制,且在所有附图中,结构或功能相似的元件以相同附图标记表示。还应注意,附图仅用于便于描述实施方式。其并非意在作为本发明的穷尽性描述。此外,不需要显示本发明的图示的实施方式的所有优点。结合本发明的特定实施方式描述的的优点并不一定局限于该特定实施方式,

而是可应用于任何其它实施方式,即便未如此图示。

[0035] 图1图示了已知的血管闭塞装置输送系统10。在图1中图示的系统10中,血管闭塞装置为血管闭塞线圈300。系统10包括许多子组件或子系统。这些包括输送导管100、推进器组件200、血管闭塞线圈300以及电源400。输送导管100包括近端102、远端104以及在近端102与远端104之间延伸的内腔106。输送导管100的内腔106的尺寸被设计成适应推进器组件200和血管闭塞线圈300的轴向运动。进一步地,内腔106的尺寸被设计成用于通过导丝(未示出),导丝可选地用于适当地将输送导管100引导至适当的输送部位。

[0036] 输送导管100可包括不锈钢扁钢丝的编织轴构造,该不锈钢扁钢丝由聚合物涂层包封或围绕。作为非限制性实例,HYDROLENE®是可用于覆盖输送导管100的外部部分的聚合物涂层。当然,系统10并不限于特定构造或类型的输送导管100,其它构造也可用于输送导管100。内腔106可有利地涂覆润滑涂层(例如,PTFE)以减小在内腔106内轴向移动时输送导管100分别与推进器组件200和血管闭塞线圈300之间的摩擦力。输送导管100可包括一个或多个可选择的由不透射线材料形成的标记带108,该标记带可用于利用成像技术(例如,荧光镜成像)识别患者血管系统内的输送导管100的位置。输送导管100的长度可根据特定应用而改变,但是通常为大约150厘米。当然,其它长度的输送导管100可与本文描述的系统10一起使用。

[0037] 输送导管100可包括直的远端104,如图1所图示。替代地,远端104可预成形为特定的几何形状或特定的定向。例如,远端104可成形为“C”形、“S”形、“J”形、45°弯曲和90°弯曲。内腔106的大小可根据推进器组件200和血管闭塞线圈300相应的大小而改变,但是输送导管100的内腔106的外径(输送导管100的内径)通常小于大约0.02英寸。输送导管100被称为微导管。虽然图1中未图示,但是输送导管100可与分离的引导导管(未示出)一起使用,引导导管帮助将输送导管100引导至患者血管系统内的合适位置。

[0038] 如图1和图3所示,系统10包括推进器组件200,该推进器组件被构造成在输送导管100的内腔106内做轴向运动。推进器组件200通常包括近端202和远端204。推进器组件200包括推进器导管214,该推进器导管具有近端管状部分206和远端线圈部分208,并限定推进器内腔212以及与推进器内腔212连通的远端开口。

[0039] 图3图示了根据本发明的一个实施方式的处于推进器组件200与血管闭塞线圈300之间的接合部250的详细纵向剖面图。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图1所讨论的)标识。推进器组件200包括近端202和远端204,且测量的长度在大约184厘米至大约186厘米之间。近端管状部分206可由例如柔性不锈钢海波管(hypotube)形成。近端管状部分206可由外径为0.01325英寸且内径(ID)为0.0075英寸的不锈钢海波管形成。海波管部分的长度可在大约140厘米至大约150厘米之间,然而也可使用其它长度。

[0040] 远端线圈部分208以端对端的方式接合至近端管状部分206的远端面。可使用焊接或其它粘合方式实现接合。远端线圈部分208的长度可为大约39厘米至大约41厘米。远端线圈部分208可包括0.0025英寸x0.006英寸的线圈。第一尺寸通常是指形成线圈的线圈线丝的外径。后者尺寸通常是指用于将线圈线丝卷绕起来以形成多个线圈绕组的内部心轴,并且是线圈的标称内径。远端线圈部分208的一个或多个绕组可由形成标记线圈的不透射线材料形成。例如,远端线圈部分208可包括一段不锈钢线圈(例如,长度为3厘米),接着是一段铂线圈(其不透射线,且长度为3毫米),然后是一段不锈钢线圈(例如,长度为37厘米)等

等。

[0041] 外套筒232或护套围绕推进器导管214的近端管状部分206的一部分和远端线圈部分208的一部分。外套筒232覆盖近端管状部分206与远端线圈部分208之间形成的接合面或接合处。外套筒232可具有大约50厘米至大约54厘米的长度。外套筒232可由聚醚嵌段酰胺塑性材料(polyether block amide plastic material) (例如,PEBAX 7233层压物)形成。外套筒232可包括PEBAX和 **HYDROLENE®**的层压物,其可热层压至推进器组件200上。外套筒232的外径可小于0.02英寸,并有利地小于0.015英寸。在图3描绘的实施方式中,推进器导管214形成负导体(即,返回导体)222(以下所描述)。因此,在制造期间,将外套筒232从推进器导管214的极远端移除以形成暴露的负电触头224。在负导体222为穿过推进器导管214的分离线丝的另一实施方式中,外套筒232可覆盖整个推进器导管214,且负电触头224可以是设置在推进器导管214的近端管状部分206周围的环状电极。

[0042] 如图3所示,系统10还包括近端密封件230,该近端密封件在推进器内腔212内附接至推进器导管214的远端线圈部分208的内表面。近端密封件230可由粘合剂形成。管状构件226设置在近端密封件230内,并限定管内腔228。正导体220为在推进器内腔212内在推进器组件200的近端202与远端204之间行进并进入管内腔228的线丝。正导体220延伸穿过近端密封件230,而近端密封件230在该近端密封件230的近端与远端之间的区域保持基本液密的密封。

[0043] 正导体220可由导电材料形成,例如涂覆有聚酰亚胺的外径为大约0.00175英寸的铜线。正导体220的近端电连接至正电触头216。如上所述,推进器导管214形成负导体222,且推进器导管214在近端202的一部分形成了负电触头224。如图1所示,正电触头216和负电触头224位于推进器组件200的近端。正电触头216可由金属焊料(例如,金)形成。正电触头216和负电触头224均可构造成与电源400(以下所描述)中的相应电触头(未示出)接合面连接。正导体220可涂覆有绝缘涂层(例如,聚酰亚胺),其连接至正电触头216的位置处除外。

[0044] 牺牲联接件234将正导体220和负导体222电连接,并与其形成电路。牺牲联接件234为具有近端236和远端238的细长主体。牺牲联接件可以是线/长丝、管或带。牺牲联接件234部分地设置在管内腔228内。牺牲联接件234由导电材料制成,导电材料例如,钛、钛合金、镍钛合金(nitinol)、镁、镁合金、多种导电聚合物及其组合。导电聚合物包括聚乙炔、聚吡咯、聚苯胺、聚(对苯基)、聚(噻吩)、聚(3,4-亚乙基二氧噻吩)、聚(对亚苯基硫醚)和多种粉末填充或纤维填充的复合聚合物,例如碳填充聚合物。粉末填充的复合聚合物包括石墨填充的聚烯烃、石墨填充的聚脂、石墨填充的环氧树脂、石墨填充的硅树脂、银负载环氧树脂(silver-loaded epoxy)和银负载硅树脂。纤维填充的复合聚合物包括分散在聚烯烃、聚脂、环氧树脂或硅树脂中的碳纤维、不锈钢纤维、镍纤维或铝纤维。

[0045] 当将电流施加通过牺牲联接件234时,对电流流经牺牲联接件234的电阻生成使牺牲联接件234热分裂(即,分解)的热量,从而使电路断开。牺牲联接件234的电阻比正导体220和导管208的电阻高得多。电阻的差异使得产热焦点聚集在牺牲联接件234处。虽然之前已知的热致动分离系统利用分离的加热元件来熔化附接构件,但是图3中描绘的系统10使用导电的和电阻式的牺牲联接件234来生成热量以使牺牲联接件自身热分裂。推进器组件的远端线圈部分208不生成影响牺牲联接件234的热量,这是因为所施加的通过电路的电流相对较低。

[0046] 牺牲联接件234还将血管闭塞线圈300机械地连接至推进器组件200。血管闭塞线圈300包括近端302、远端304和在近端302与远端304之间延伸的内腔306。血管闭塞线圈300由生物相容性金属制成,例如由铂或铂合金(例如,铂钨合金)制成。血管闭塞线圈300包括多个线圈绕组308。线圈绕组308通常绕沿血管闭塞线圈300的内腔306设置的中心轴线成螺旋状。血管闭塞线圈300可具有如图1和图3中所图示的闭合节距构造。系绳(未示出),例如缝合线可从近端302延伸穿过内腔306至远端304,其在远端304处连接至血管闭塞线圈300的远端304。

[0047] 当血管闭塞线圈300装载在输送导管100内时,血管闭塞线圈300通常包括直的构造(如图1所图示)。释放后,血管闭塞线圈300通常呈可包括三维螺旋状构造的第二形状。图2图示了处于自然状态的血管闭塞线圈300的示例性构造。在自然状态下,血管闭塞线圈300从例如图1所图示直的构造变换成第二形状。第二形状可包括多种二维形状和三维形状。图2就是第二形状的血管闭塞线圈300的一个实例,且预期的其它形状和构造落入本发明的范围内。此外,整个血管闭塞线圈300或其一部分可包含合成纤维(未示出),如本领域已知的那样。这些纤维可直接附接至线圈绕组308,或可利用纺织或编织构造使纤维与血管闭塞线圈300形成整体。当然,本文描述的系统10可与闭塞线圈300或其它具有多种构造的闭塞结构一起使用,而并不限于具有一定大小或构造的闭塞线圈300。

[0048] 图3中描绘的血管闭塞线圈300的近端302包括适配器310。适配器310具有近端部分312和远端部分314。适配器310可以是在其远端限定开口316的扁平主体。适配器310可由非导电材料形成。适配器310的远端部分314在闭塞线圈内腔306的近端处永久地附接至血管闭塞线圈300的内表面。适配器310的远端部分314可利用粘合剂附接至闭塞线圈。

[0049] 适配器310的近端部分312通过牺牲联接件234可拆卸地连接(即,可拆卸地附接)至推进器组件200。牺牲联接件234的近端236机械地并电连接至正导体220。牺牲联接件234还形成了穿过适配器310中的开口316的环240。牺牲联接件234的远端238机械地连接并电连接至负导体222,即推进器导管214。牺牲联接件234的环240与适配器310的开口316之间的干涉将血管闭塞装置300机械连接至推进器组件200。

[0050] 如图1所示,系统10进一步包括为正导体220和负导体222提供直流电。电源400的启动使得电流在电路中流动,该电路包括正导体220和负导体222以及牺牲联接件234。电源400优选包括随载能量源(onboard energy source),例如电池(例如,一对AAA电池)及驱动电路402。驱动电路402可包括一个或多个被配置成用于输出驱动电流的微控制器或处理器。图1中图示的电源400包括接收部404,该接收部被构造成容置输送线丝组件200的近端202并与该近端配合。近端202插入接收部404中时,设置在输送线丝组件200上的正电触头216和负电触头224与位于电源400内的相应触头(未示出)电耦接。

[0051] 可视指示器406(例如,LED灯)用于指示输送线丝组件200的近端202已适当地插入电源400内。如果随载能量源需充电或更换,则启动另一个可视指示器420。电源400包括由用户按下的激活触发器或按钮408,以通过正导体220和负导体222向牺牲联接件234施加电流。一旦激活触发器408已被激活,驱动电路402便自动提供电流。驱动电路402工作时通常施加基本恒定的电流,例如大约50-1,000mA。替代地,驱动电路402工作时可针对不同功能施加两种不同的电流,例如350mA(相对较高的电流)和100mA(相对较低的电流),如下所述。可视指示器412可指示电源400何时向牺牲联接件234提供适当的电流。

[0052] 电源400可选择性地包括被配置成用于检测血管闭塞线圈300何时已从推进器组件200分离的检测电路416。检测电路416可基于测量的阻抗值而识别分离。另一个可视指示器414可指示闭塞线圈300何时已从推进器组件200分离。作为可视指示器414的替代,分离时可触发听觉信号(例如,哔哔声)或甚至触觉信号(例如,振动或蜂鸣器(buzzer,蜂鸣片))。检测电路416可被配置为在感测到闭塞线圈300分离时使驱动电路402停止工作。

[0053] 使用时,血管闭塞线圈300在接合部250处附接至推进器组件200。附接的血管闭塞线圈300与推进器组件200穿过输送导管100到达患者血管系统内的目标位置(例如,动脉瘤)。一旦血管闭塞线圈300的远端304到达目标位置,血管闭塞线圈300便进一步被向远推,直至其完全离开输送导管100的远端104。

[0054] 为了使血管闭塞线圈300从推进器组件200分离,通过按压触发器408启动电源400。电源400中的驱动电路402通过正电触头216和负电触头224向正导体220和负导体222施加电流。当施加的电流通过牺牲联接件234时,牺牲联接件234产生热量。产生的热量使牺牲联接件234热分裂。电源400启动之后,血管闭塞线圈300通常在不到1.0秒内便分离。

[0055] 由于牺牲联接件234大部分位于推进器内腔212内,因此推进器导管214的远端(包括外套筒232的远端)使牺牲联接件234与推进器组件200外部的环境热隔离。该隔离既保护了与推进器组件200相邻的组织,又增加了施加至牺牲联接件234的热量。

[0056] 图4至图7中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图3中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图3所讨论的)标识。图4至图7中描绘的系统10所共有的但不同于图3中描绘的系统10的特征是负导体222与正导体220相似,都为在推进器内腔212内在推进器组件200的近端202与远端204之间延伸的线丝。正导体220和负导体222均穿过近端密封件230和管状构件226。如上所述,在正导体220和负导体222均为穿过推进器内腔212的线丝的实施方式中,外套筒232可覆盖整个推进器导管214,且负电触头224可以是设置在推进器导管214的近端管状部分206周围并电连接至负导体222的近端的环状电极。

[0057] 图4至图7中描绘的系统10的另一个共同特征是正导体220和负导体222在管状构件的远端通过牺牲联接件234而彼此连接。在图4中描绘的系统10中,牺牲联接件234为连接正导体220和负导体222的相应的远端末端的细长构件234。导体之一(在这种情况下为负导体222)形成穿过适配器310中的开口316的环240,从而机械地将血管闭塞线圈300连接至推进器组件200。当将电流施加通过牺牲联接件234时,牺牲联接件234通过电阻加热而热分裂,从而将血管闭塞线圈300从推进器组件200释放。

[0058] 在图5描绘的系统10中,牺牲联接件234为小管234的形式。正导体220和负导体222各自的远端通过相对的开口延伸入小管234内,并附接至小管内的牺牲联接件234。在其它方面,图5中描绘的系统10与图4中描绘的系统10相同。

[0059] 如在图4中描绘的系统10中一样,图6中描绘的牺牲联接件234为连接正导体220和负导体222各自的远端末端的细长构件234。然而,在图6中描绘的实施方式中,细长构件234形成穿过适配器310中的开口316的环240,从而机械地将血管闭塞线圈300连接至推进器组件200。在其它方面,图6中描绘的系统10与图4中描绘的系统10相同。

[0060] 图7中描绘的系统10与图6中描绘的系统10相同。然而,细长构件/牺牲联接件234形成的环240不穿过适配器310中的开口316。而是,锁定环242机械地将细长构件环240连接

至适配器310中的开口316。

[0061] 图8至图14中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图3中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图3所讨论的)标识。图8、图9以及图11至图14中描绘的系统10不具有单独的绝缘管状构件。而是,牺牲联接件234直接连接至推进器内腔212内的相应推进器导管214。正导体220、牺牲联接件234和推进器导管214中的箭头图示了电流。图8至图14中牺牲联接件234为外径近似等于推进器导管214的内径的柱体。因此,当将牺牲联接件234插入相应的推进器内腔212内时,牺牲联接件234的外表面与相应的推进器导管214的内表面直接接触。牺牲联接件234的近端236也附接至相应的近端密封件230。牺牲联接件234的远端238附接至设置在相应的血管闭塞线圈300的内腔306内的远端密封件318,从而将血管闭塞线圈300与相应的推进器组件200连接。远端密封件318可由粘合剂形成。

[0062] 在图8中描绘的系统中,牺牲联接件234为具有导电管内腔244的导电管234。正导体220的远端设置在导电管内腔244内。设置在导电管内腔244内的正导体220的整个部分为与导电管234电接触的裸线。当将电流施加通过牺牲联接件234时,牺牲联接件234通过电阻加热而热分裂,从而将血管闭塞线圈300从推进器组件200释放。尽管图8中描绘的外套筒232未延伸至推进器组件200的远端末端,但是在其它实施方式中,外套筒232可延伸至远端末端并向远处延伸超出远端末端。

[0063] 在图9中描绘的系统10中,外套筒232进一步向远处延伸以覆盖并进一步使导电管/牺牲联接件234绝缘,除此之外,图9中描绘的系统10与图8中描绘的系统10相似。

[0064] 除了绝缘管状构件226设置在导电管/牺牲联接件234的近端236周围之外,图10中描绘的系统10与图9中描绘的系统10相似。管状构件226使导电管234的近端236与负导体222绝缘。然而,负导体222(推进器导管214)的最末端的绕组246向远端延伸超过管状构件226,从而通过较小的区域使正导体220和负导体222电连接。进一步地,仅正导体220最远端的部分248暴露,从而进一步减小了正导体220与负导体222之间的电接触区域,并增加了牺牲联接件234的电阻率以及在牺牲联接件内产生的热量。

[0065] 图11至图14中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图8至图10中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图8至图10所讨论的)标识。图11至图14中描绘的相应的牺牲联接件234为限定开口近端236、封闭远端238以及导电孔内腔244的细长主体234。细长主体234连接至相应的近端密封件230和远端密封件318,从而将血管闭塞线圈300连接至推进器组件200。细长主体234可在其相应的正导体220周围注塑成型。

[0066] 在图11中描绘的系统10中,正导体220延伸入导电孔内腔244内并电连接至其内的细长主体234。正导体220的远端具有沿第一导体的纵向轴线倾斜地延伸并延伸入细长主体234的突出物252,除此之外,图12中描绘的系统10与图11中描绘的系统10相似。突出物252形成钩,该钩将正导体220固定在细长主体234中,并增强二者之间的机械连接。

[0067] 图13中描绘的系统10与图12中描绘的系统10相似。与倾斜的突出物不同,正导体220的远端包括径向增大的部分254,但是该径向增大的部分也增强了正导体220与导体孔234之间的机械连接。径向增大的部分254同样将电流密度集中在正导体220的远端。

[0068] 细长主体234的近端236完全延伸穿过近端密封件230,除此之外,图14中描绘的系统与图11中描绘的系统10相似。该设计方便血管闭塞线圈300与推进器组件200分离。

[0069] 图15中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图3中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图3所讨论的)标识。牺牲联接件234的近端236和远端238分别形成近端球形增大的部236和远端球形增大的部238,从而形成“狗骨”形状。近端球形增大的部236设置在近端密封件230内并连接至近端密封件230,该近端密封件本身连接至推进器导管214的远端。近端密封件230可由非导电聚合物制成,且包括向远端延伸的部分256,该部分将牺牲联接件234热隔离。

[0070] 远端球形增大的部238设置在适配器310中的开口316内,并连接至适配器310,该适配器本身连接至血管闭塞线圈300的近端302。近端球形增大的部236和远端球形增大的部238强化牺牲联接件234与近端密封件230和适配器310之间的机械连接。进一步地,图15中描绘的血管闭塞线圈300还包括附接至血管闭塞线圈300的远端304的抗拉伸构件320。抗拉伸构件320的近端形成穿过适配器310中的第二开口316的环322,从而将抗拉伸构件320附接至适配器310。

[0071] 图16中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图15中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图15所讨论的)标识。图16中描绘的牺牲联接件234为形成环240的细长主体。牺牲联接件234连接至聚合物近端密封件230,该密封件与图15中描绘的近端密封件相似。适配器310包括设置在远端密封件318中的环324,以及向远端密封件318的近端延伸的系绳326。系绳穿过由牺牲联接件234形成的环240。抗拉伸构件320穿过适配器310上的环324,从而将血管闭塞线圈300连接至推进器组件200。血管闭塞线圈300还包括设置在系绳326周围的柱形构件328。

[0072] 图17中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图16中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图16所讨论的)标识。图16与图17中描绘的系统10之间存在两个差别。首先,图17中描绘的近端密封件230不具有如图16中描绘的向远端延伸的部分。不同地是,推进器组件200的外套筒232向推进器导管214的远端延伸,将牺牲联接件234热隔离。

[0073] 图18中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图17中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图17所讨论)标识,。图18中描绘的系统10不包括如图17中描绘的适配器。不同地是,抗拉伸构件320延伸穿过远端密封件318和柱形构件328,以形成穿过由牺牲联接件234形成的环240的环322。

[0074] 图19至图23描绘了与任何上述实施方式一起使用的复合牺牲联接件234。牺牲联接件234包括导电构件258,该导电构件部分地设置在电绝缘构件260内,并留出导电构件258的暴露部分262。牺牲联接件234还限定用于连接至正导体和负导体的凹槽264(参见图23),以及用于连接至血管闭塞线圈的开口266(参见图23)。在图23中,血管闭塞线圈300的近端302包括穿过牺牲联接件234中的开口266的开口绕组环330。正导体和负导体可通过导电粘合剂或焊接268电连接至导电构件258。当将电流施加通过牺牲联接件234时,电阻加热使导电构件258的暴露部分262热分裂,从而将血管闭塞线圈300从推进器组件200释放。

[0075] 导电构件258可由导电聚合物制成,例如任何以上描述的那些导电聚合物。电绝缘构件可由任何非导电聚合物制成。刚性非导电聚合物包括聚碳酸酯和聚苯乙烯。柔性非导电聚合物包括硅树脂和聚亚安酯。可通过共同模制导电聚合物和非导电聚合物,或在导电聚合物顶部包覆模制非导电聚合物来制造牺牲联接件234。

[0076] 图21中描绘的牺牲联接件234包括导电构件258上的凹口270。如图21所示,导电构件258的横截面积在凹口270处最小。横截面积的减小增大了电阻,从而增加了凹口270处产生的热量。图22中描绘的牺牲联接件234包括导电构件258中的小间隙272。当将电流施加通过牺牲联接件234时,电流将电弧击穿小间隙272,生成大量热量和火花以使导电构件258的暴露部分262热分裂。

[0077] 图24中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图15中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图15所讨论的)标识。与图15中描绘的牺牲联接件234相似,图24中描绘的牺牲联接件234的近端236和远端238分别具有近端球形增大部236和远端球形增大部238,从而形成“狗骨”形状。然而,牺牲联接件234的近端球形增大部236向近端密封件230的近端延伸,与近端密封件230形成机械干涉,从而防止牺牲联接件234向远端运动。进一步地,牺牲联接件234的远端球形增大部238向远端密封件318的远端延伸,与远端密封件318形成机械干涉,从而防止牺牲联接件234向近端运动。牺牲联接件234还包括在近端密封件230与远端密封件318之间的暴露部分262。此外,抗拉伸构件320在远端球形增大部238周围形成环322,从而将抗拉伸构件320连接至牺牲联接件234。当将电流施加通过牺牲联接件234时,暴露部分262处产生热量,从而使暴露部分262热分裂,并将血管闭塞线圈300从推进器组件200释放。

[0078] 图25中描绘的血管闭塞装置输送系统10与图24中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图24所讨论的)标识。图25中描绘的近端密封件230和远端密封件318均具有平坦轮廓。除暴露部分262外,牺牲联接件234设置在近端密封件230内,该暴露部分连接至远端密封件318的近端。近端密封件230和远端密封件318均分别限定了多个指状件274、276。推进器导管214的远端线圈部分208的远端末端与血管闭塞线圈300的近端末端均包括开口绕组246、330。近端密封件230限定的指状件274在远端线圈部分208的远端末端的相邻开口绕组246之间交错。远端密封件318限定的指状件276在血管闭塞线圈300的近端末端的相邻开口绕组246之间交错,从而将远端密封件318和附接至该远端密封件的牺牲联接件234机械连接至血管闭塞线圈300。当将电流施加通过牺牲联接件234时,暴露部分262处产生热量,从而使暴露部分262热分裂,并将血管闭塞线圈300从推进器组件200释放。

[0079] 图26图示了根据本发明的一个实施方式的处于推进器组件200与血管闭塞线圈300之间的接合部250的示意图。图26中描绘的系统10与图18中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图18所讨论的)标识。系统10包括正导体220和负导体222,以及连接至正导体和负导体的牺牲联接件234。正导体220和负导体222设置在近端密封件230的近端侧,而牺牲联接件234设置在近端密封件230的远端侧。第一承载连接器278和第二承载连接器280将正导体220和负导体222的远端分别连接至牺牲联接件234的相对侧。虽然第一承载连接器278和第二承载连接器280形成用于附接正导体220和负导体222以及牺牲联接件234的环,但是承载连接器278、280和正导体220和负导体222以及牺牲联接件234可系至彼此。牺牲联接件234由当施加相对较高的电流(例如,350mA)时热分裂的材料制成,例如镍钛合金(以上描述的其它材料)。

[0080] 抗拉伸构件320在近端穿过远端密封件318并在牺牲联接件234周围形成环322,从而将血管闭塞线圈300连接至推进器组件200。抗拉伸构件320由低熔点聚合物形成。

[0081] 使用时,图26中描绘的系统10具有两种使血管闭塞装置300从推进器组件200分离的操作模式。在“熔化模式”下,所施加的通过牺牲联接件234的电流相对较低,例如为100mA。这产生了少量的热量,不足以产生将使牺牲联接件234分裂的温度。然而,该热量足以产生使以环状穿过牺牲联接件234并与该牺牲联接件接触的抗拉伸构件320熔化的温度,从而使血管闭塞装置300从推进器组件200分离。在“分裂模式”下,施加的通过牺牲联接件234的电流相对较高,例如为350mA,该相对较高的电流生成了使牺牲联接件234热分裂的温度,从而使血管闭塞装置300从推进器组件200分离。电源400可以是可控制的,以选择性地向牺牲联接件234输送相对较低的电流或相对较高的电流。

[0082] 图27中描绘的系统10与图26中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图26所讨论的)标识。图27中描绘的系统包括替代正导体282,其电阻率高于正导体220。在这种情况下,替代正导体282的电阻率之所以高是因为其为镍钛合金线丝,从而增加了电路中镍钛合金线丝的总长度。替代正导体282又连接至牺牲联接件234,以便替代正导体282和负导体222以及牺牲联接件234形成电路。

[0083] 当后将相对较高的电流施加通过替代正导体282和负导体222以及牺牲联接件234时,牺牲联接件234的电阻产生的热量不会使牺牲联接件234的温度升高至足以使牺牲联接件234热分裂。然而,将相对较高的电流施加通过替代正导体282和负导体222以及牺牲联接件234会使牺牲联接件234的温度升高至足以熔化与牺牲联接件接触的抗拉伸构件320。因此,电源400可通过使电流流过正导体220或替代正导体282(而非改变流过系统10的电流),而在“熔化模式”与“分裂模式”之间选择。

[0084] 图28中描绘的系统10与图26中描绘的系统10相似。本实施方式的相似元件以相同附图标记(如以上就图26所讨论的)标识。在图28中描绘的系统10中,正导体220和负导体222向远端延伸穿过近端密封件230并直接连接至牺牲联接件234。在这种情况下,正导体220和负导体222卷绕在牺牲联接件234的相应的相对端上并焊接至该相应端,从而无需承载连接器便将导体220、222机械连接并电连接至牺牲联接件234。

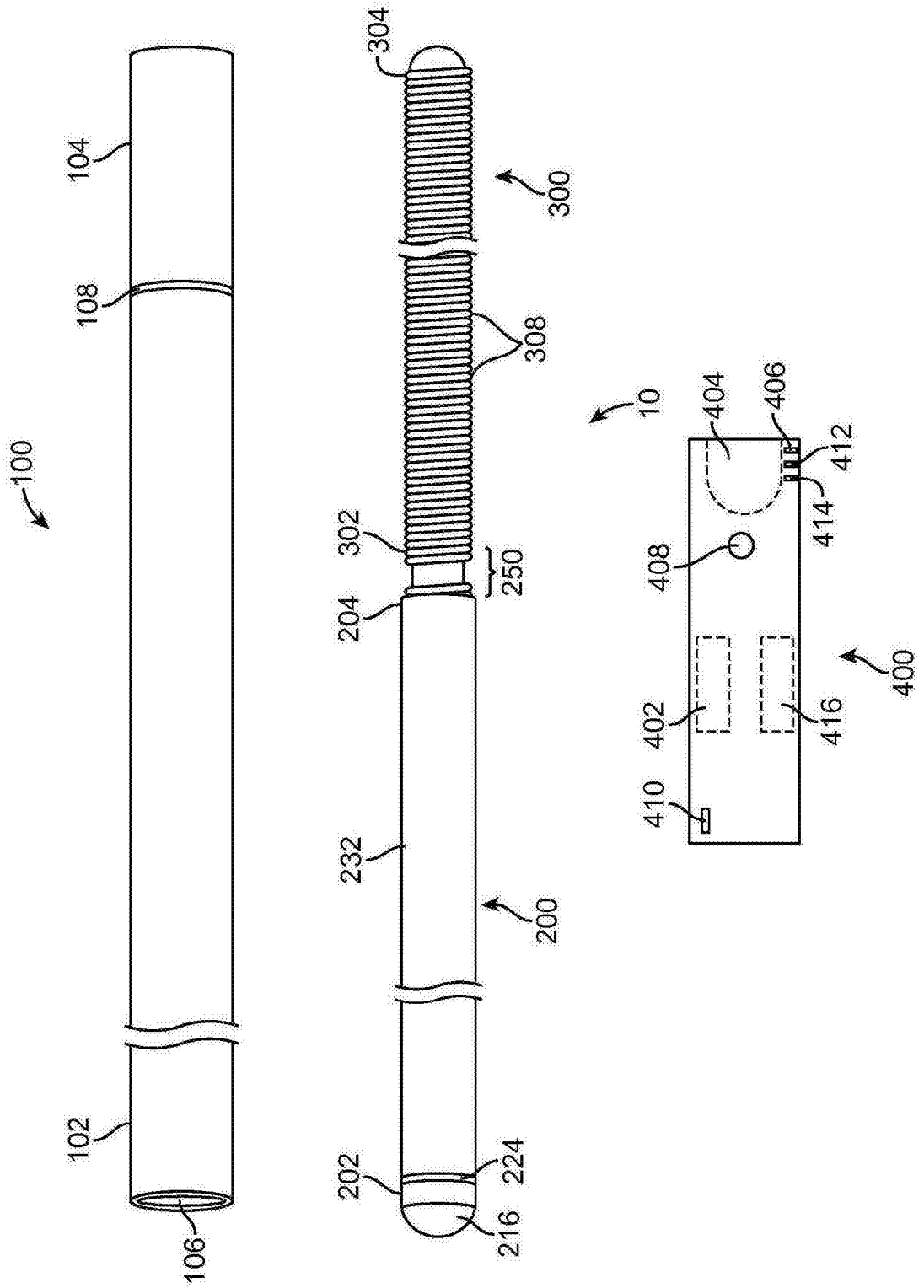


图1

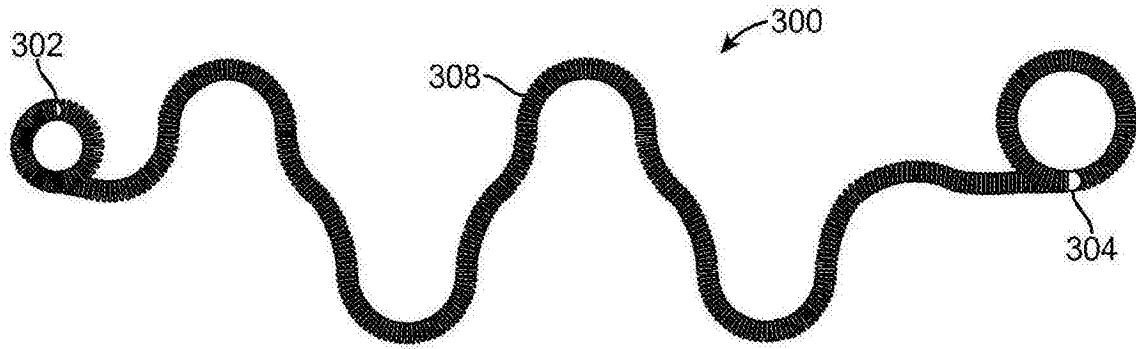


图2

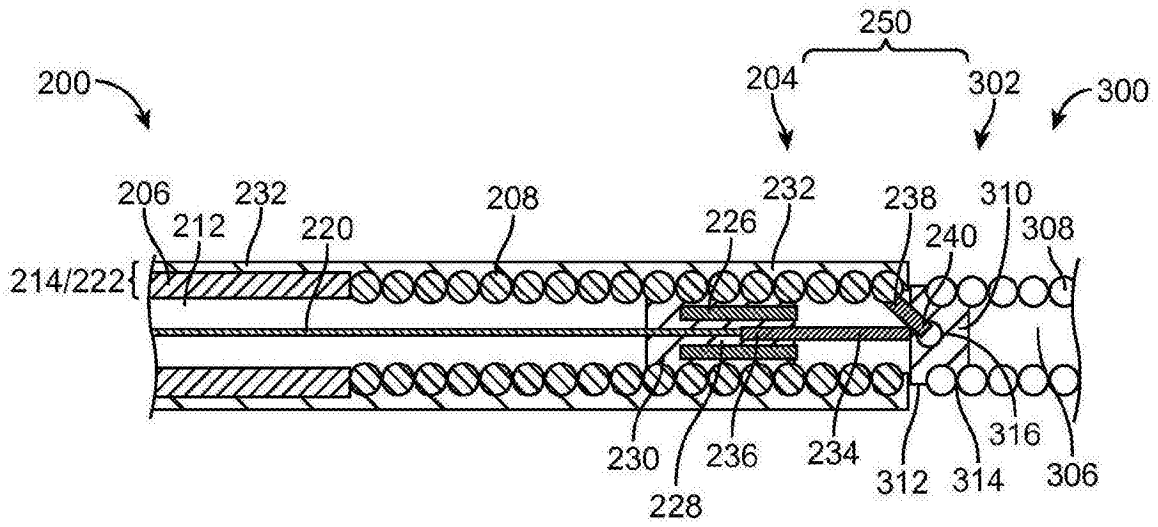


图3

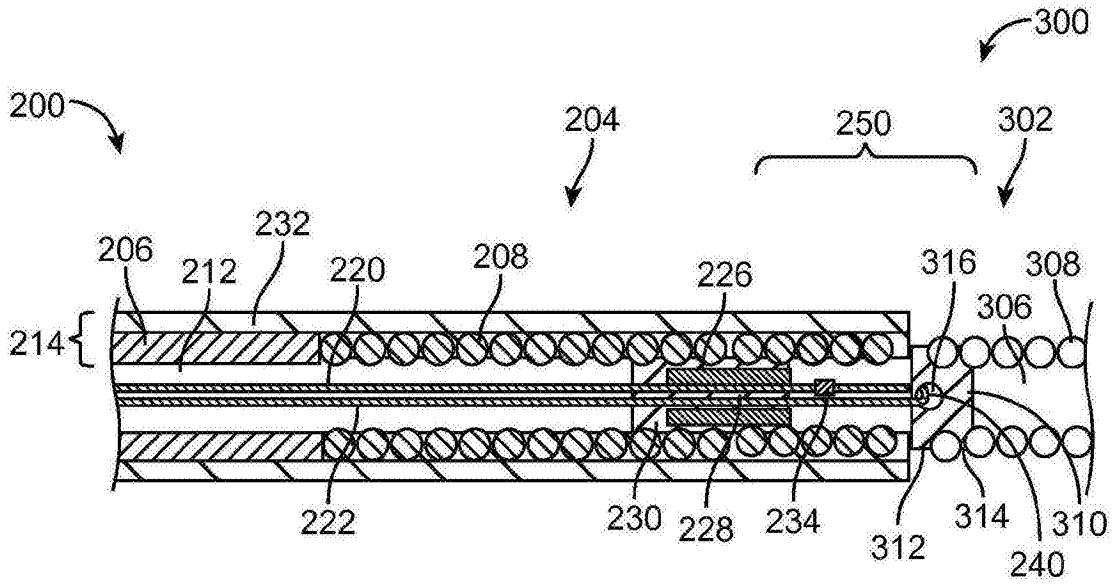


图4

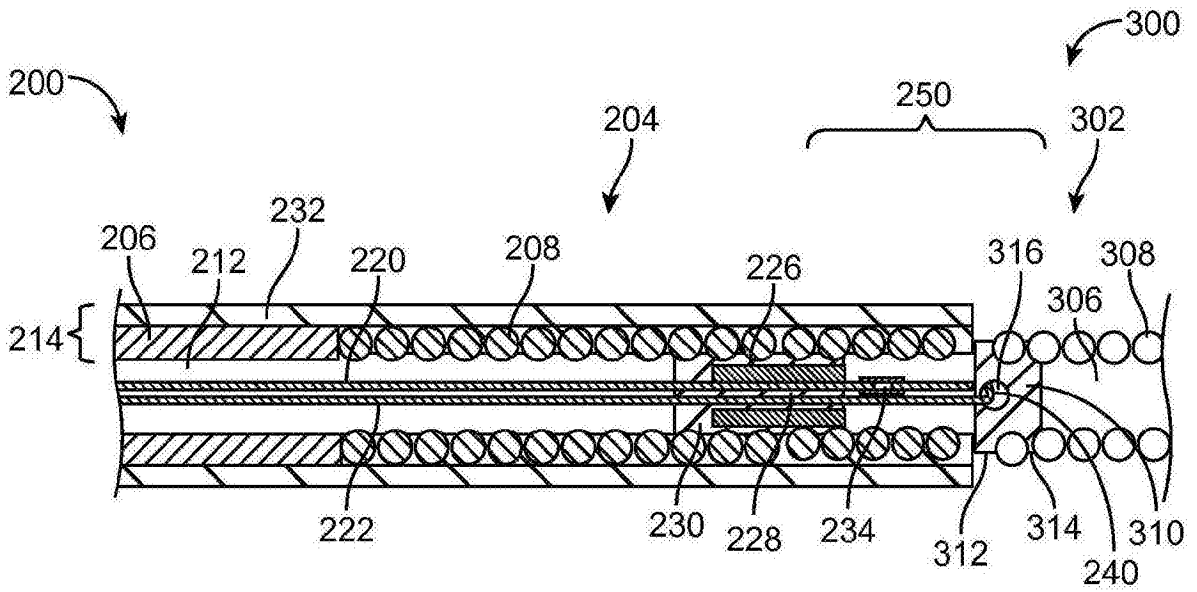


图5

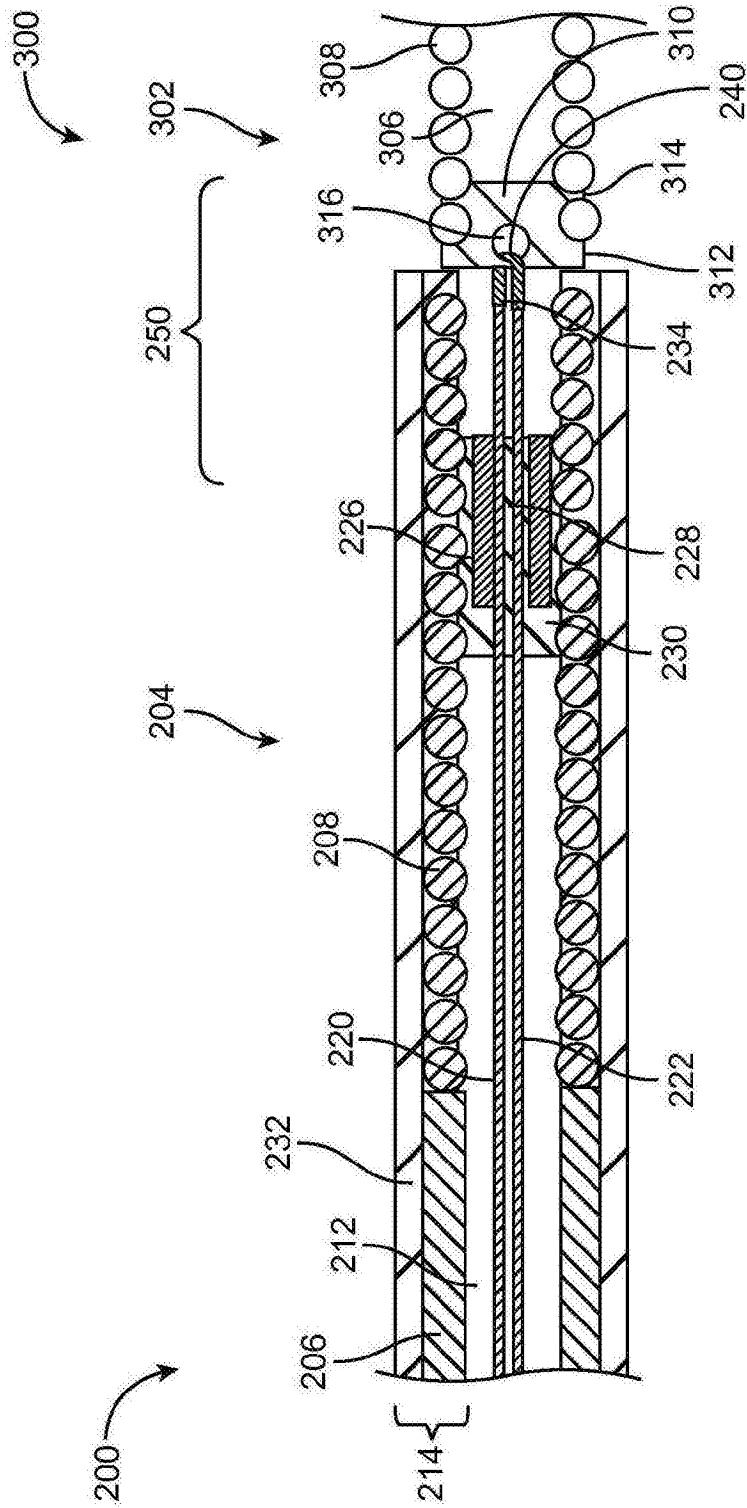


图6

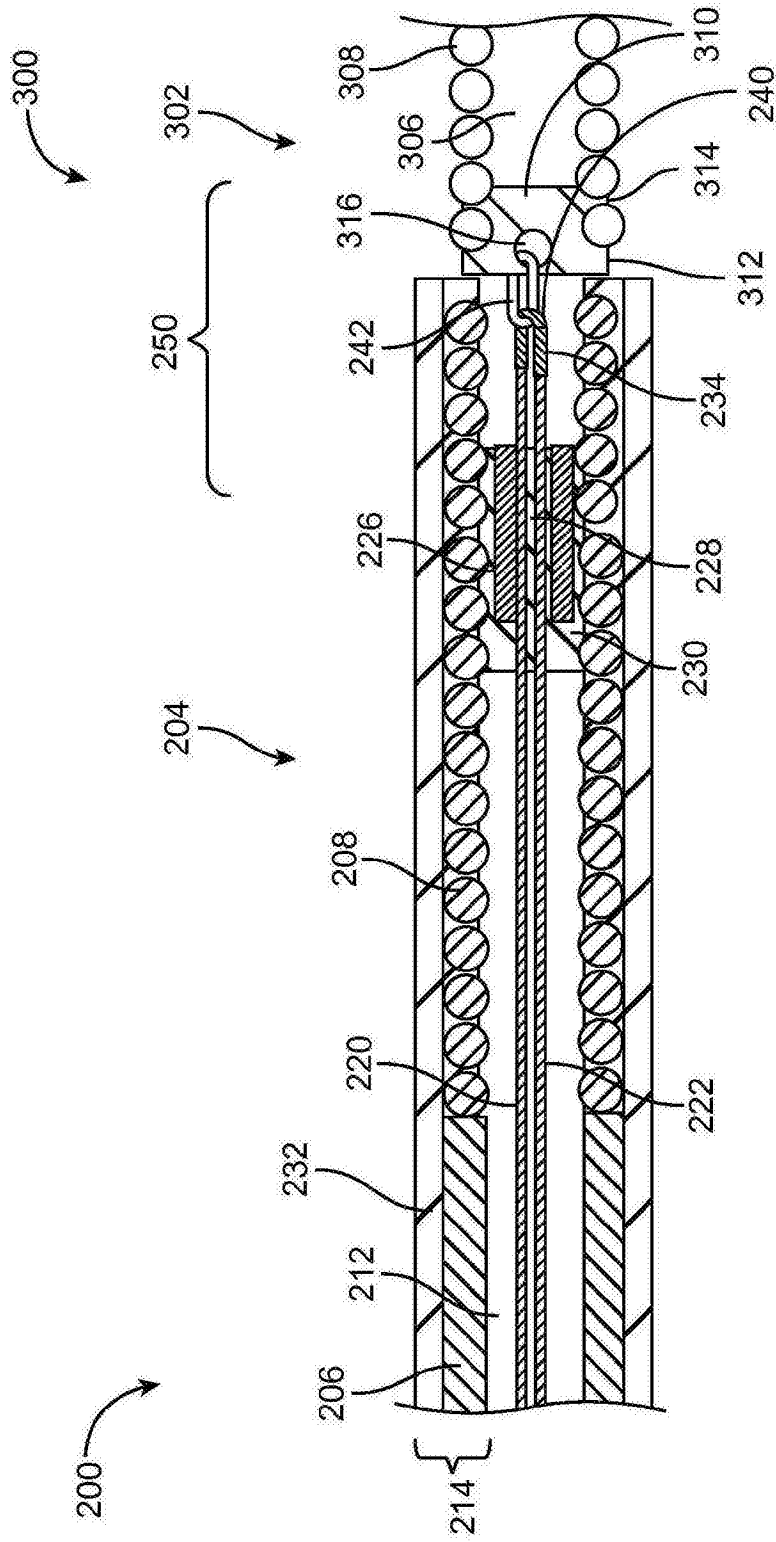


图7

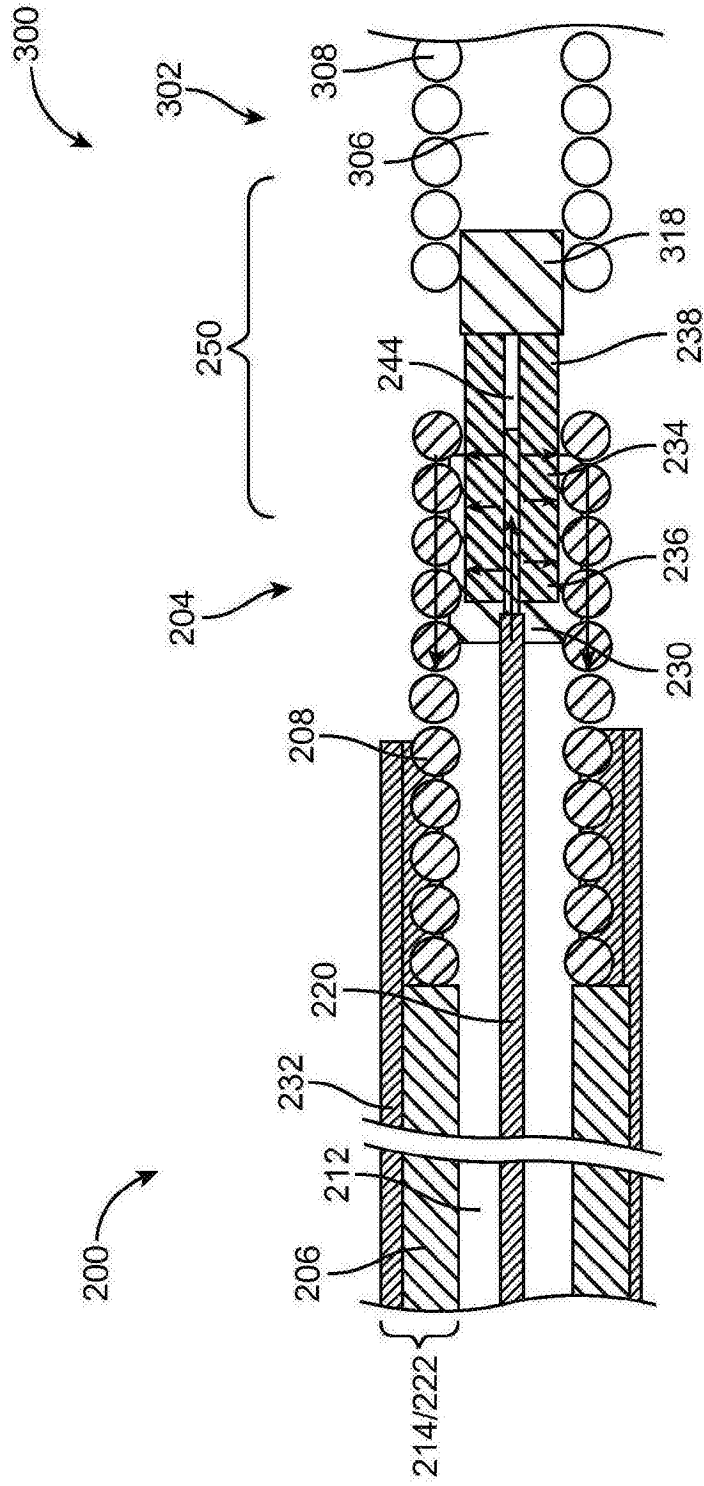


图8

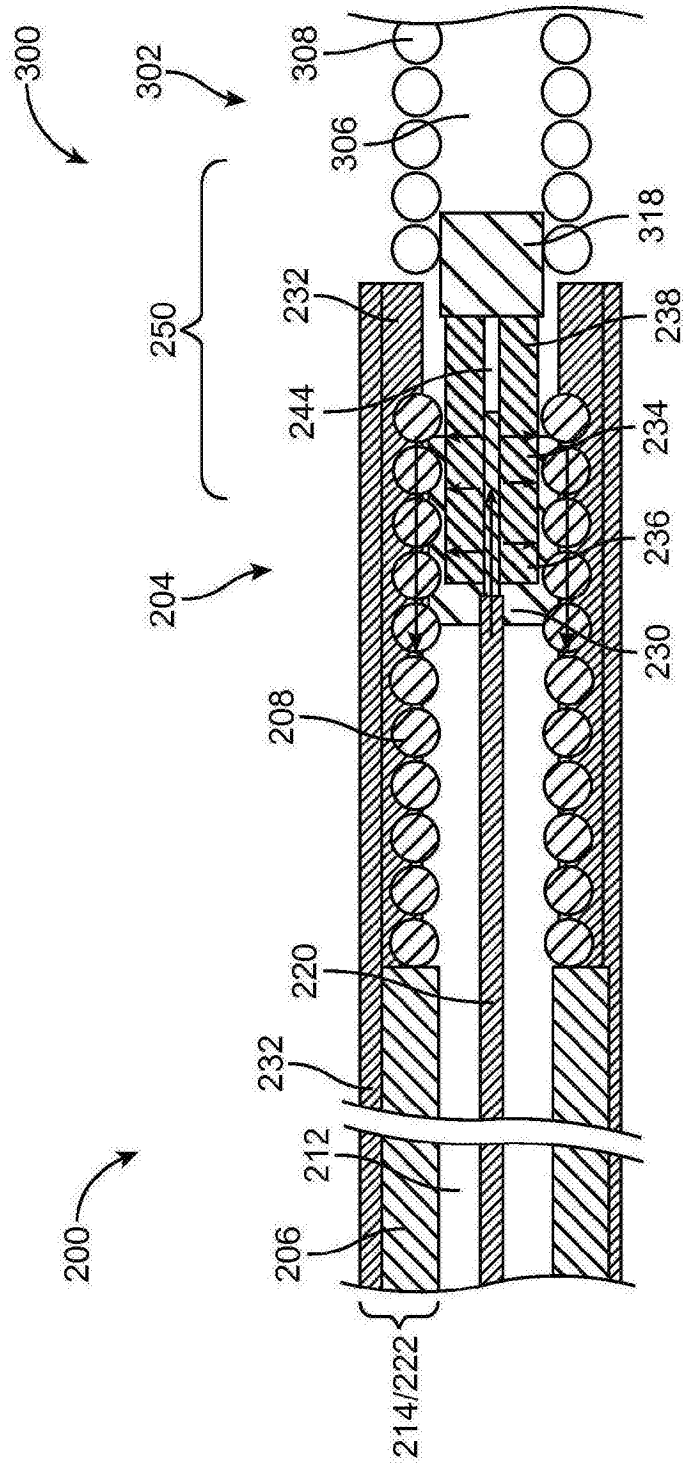


图9

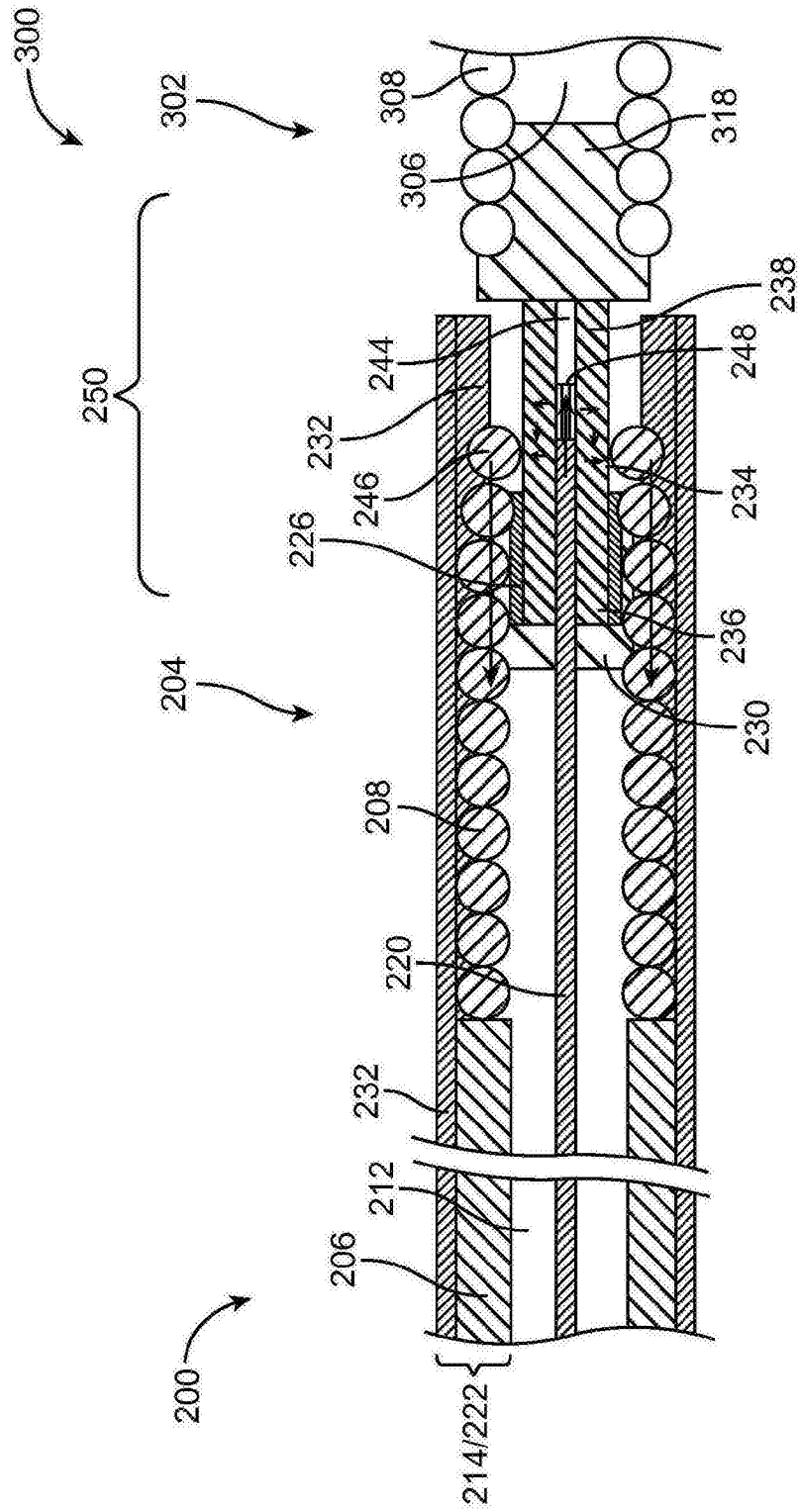


图10

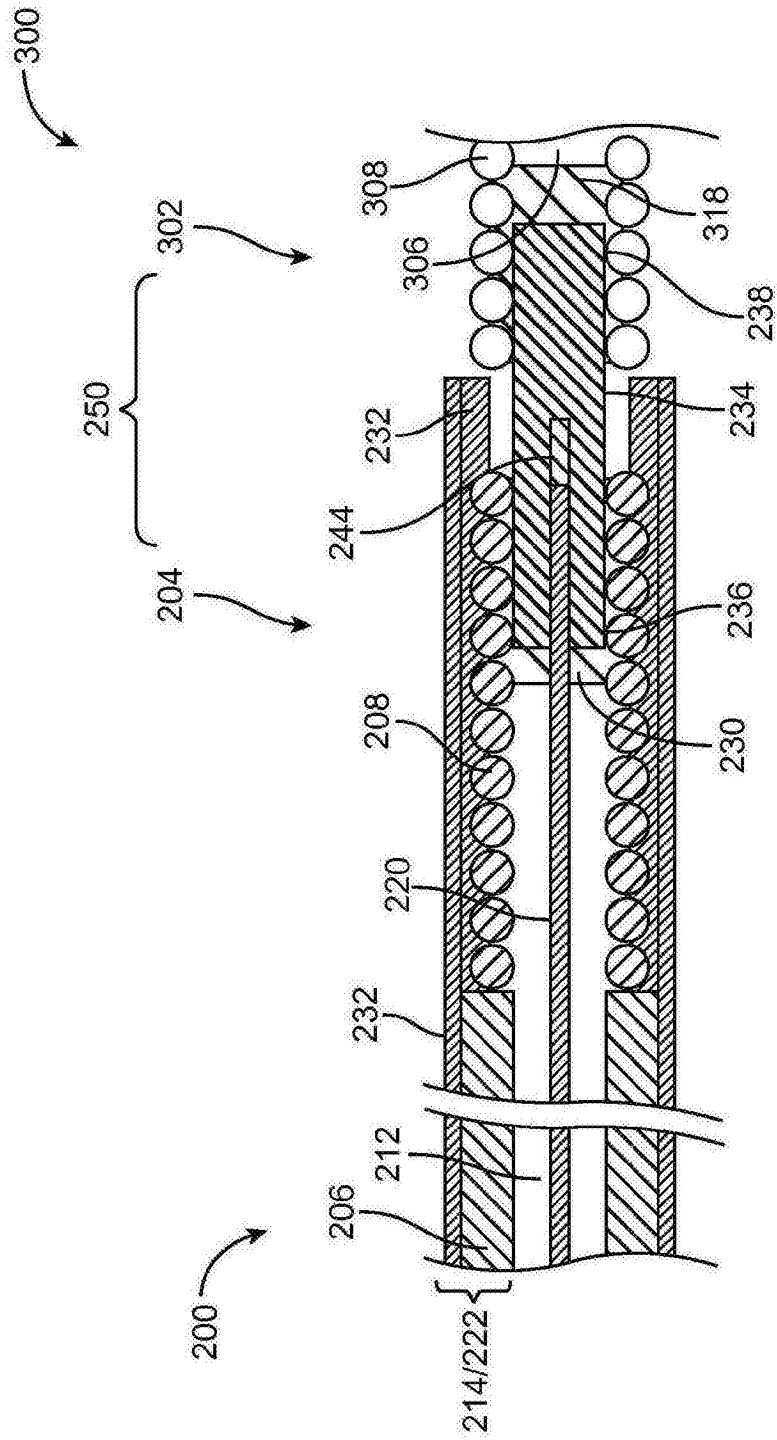


图11

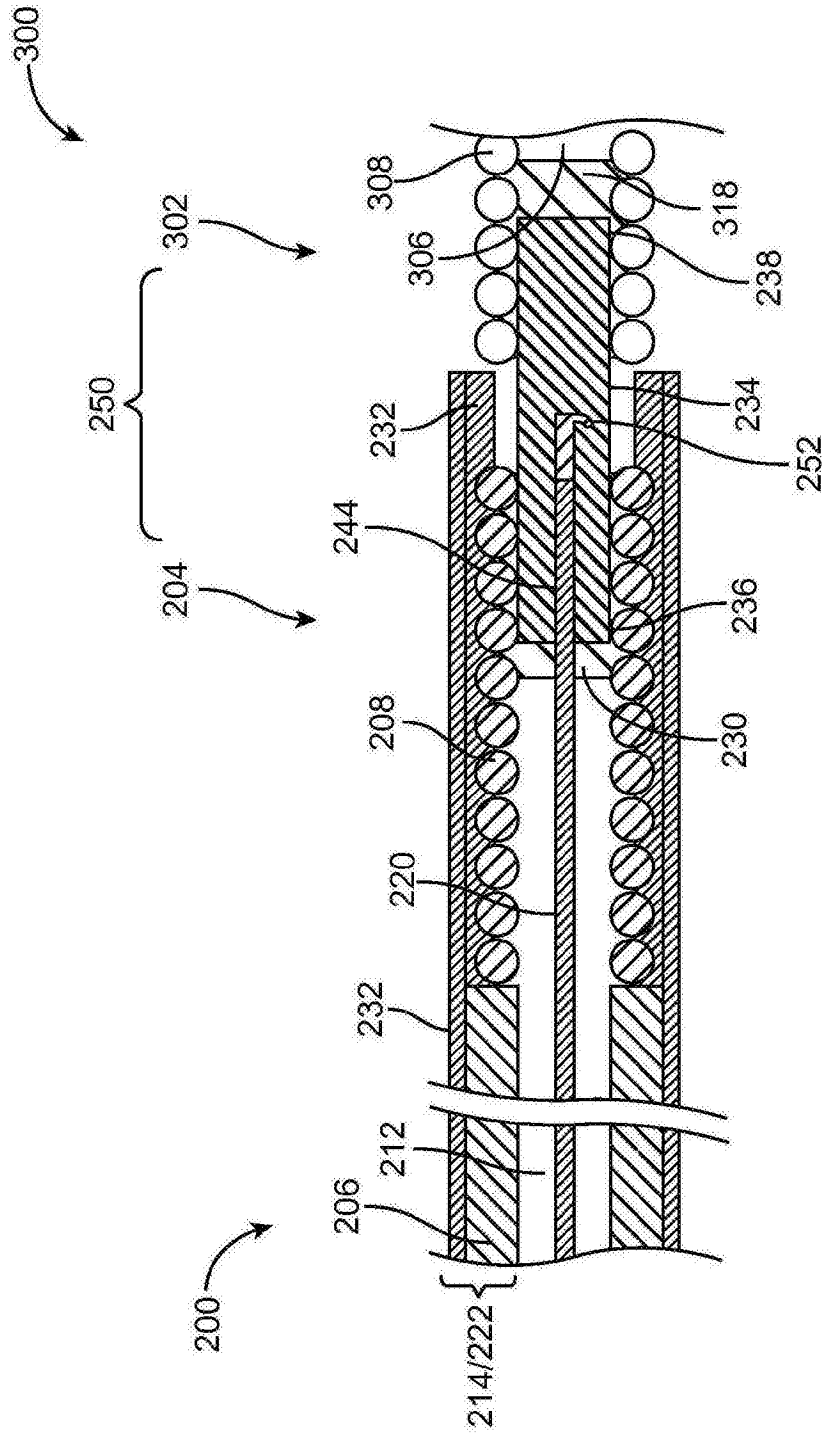


图12

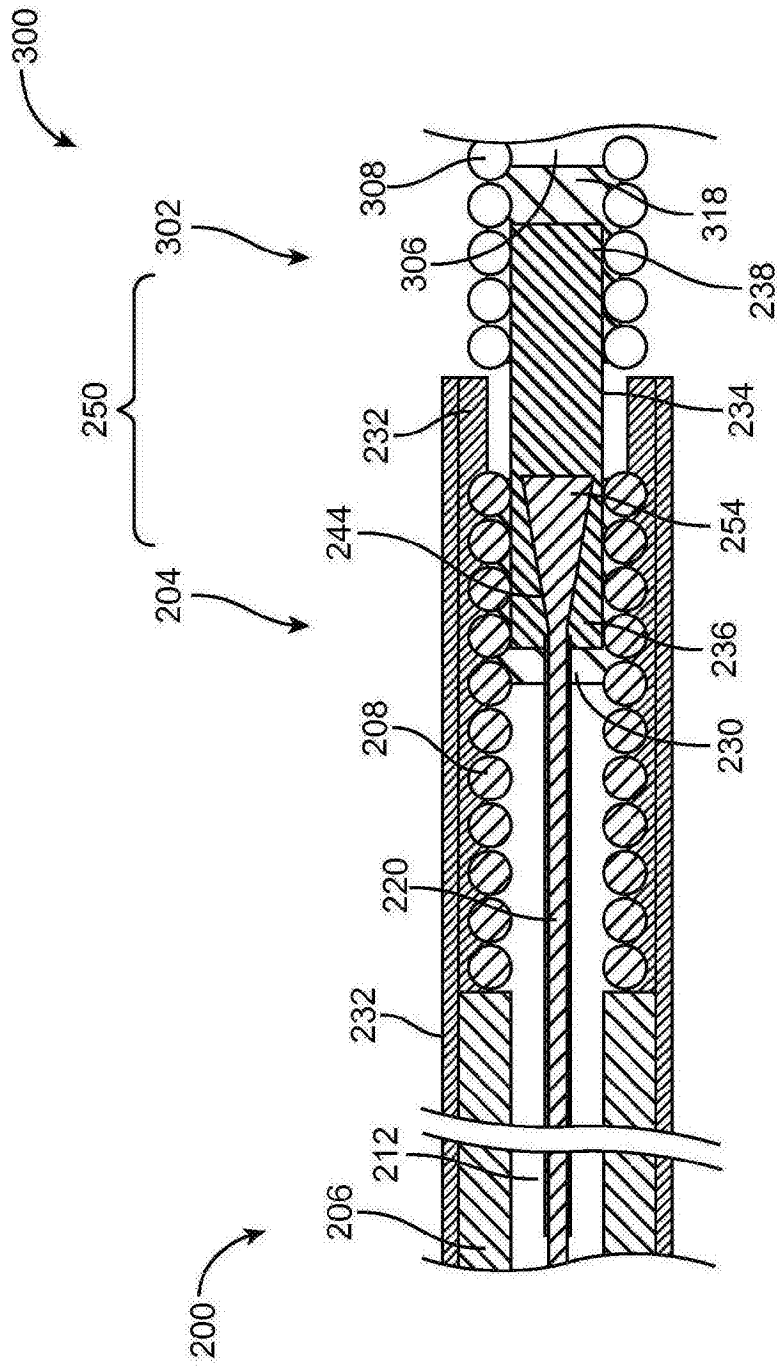


图13

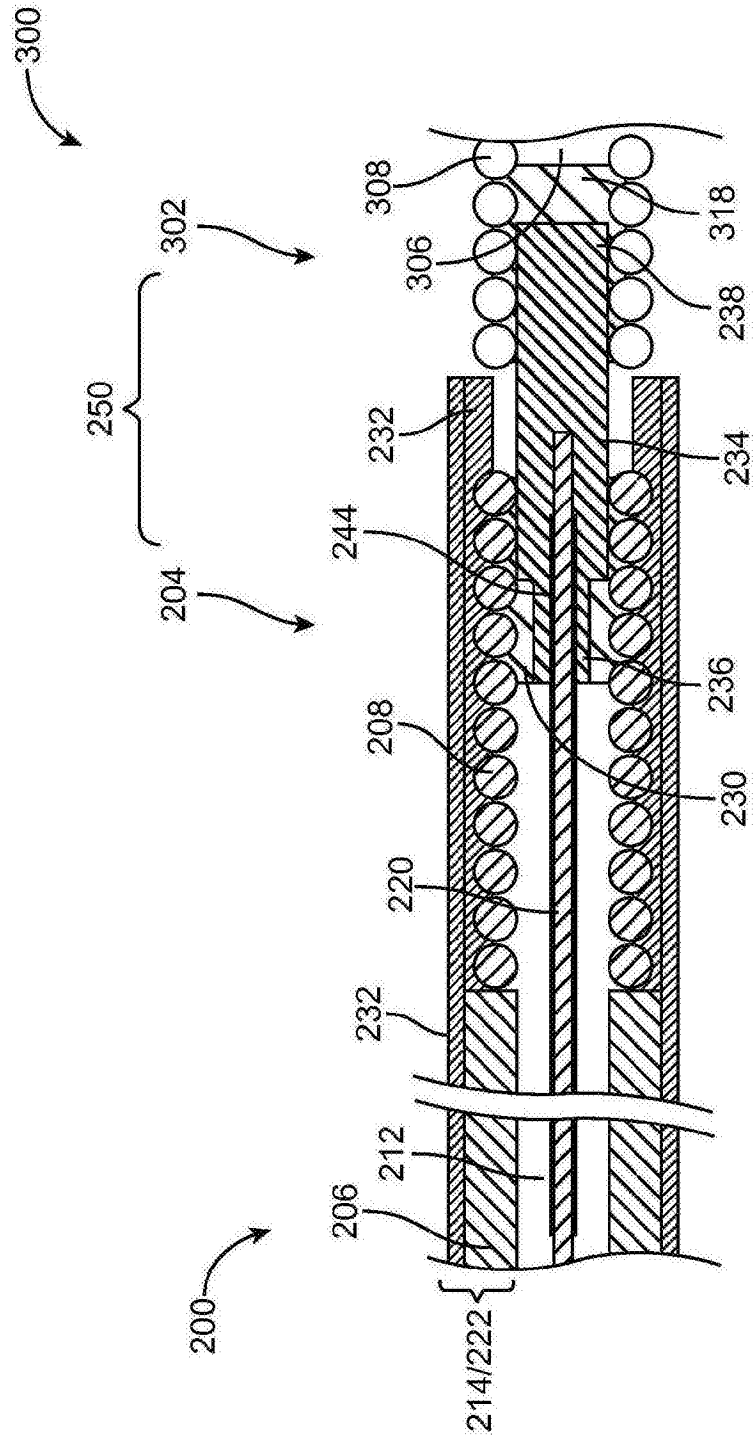


图14

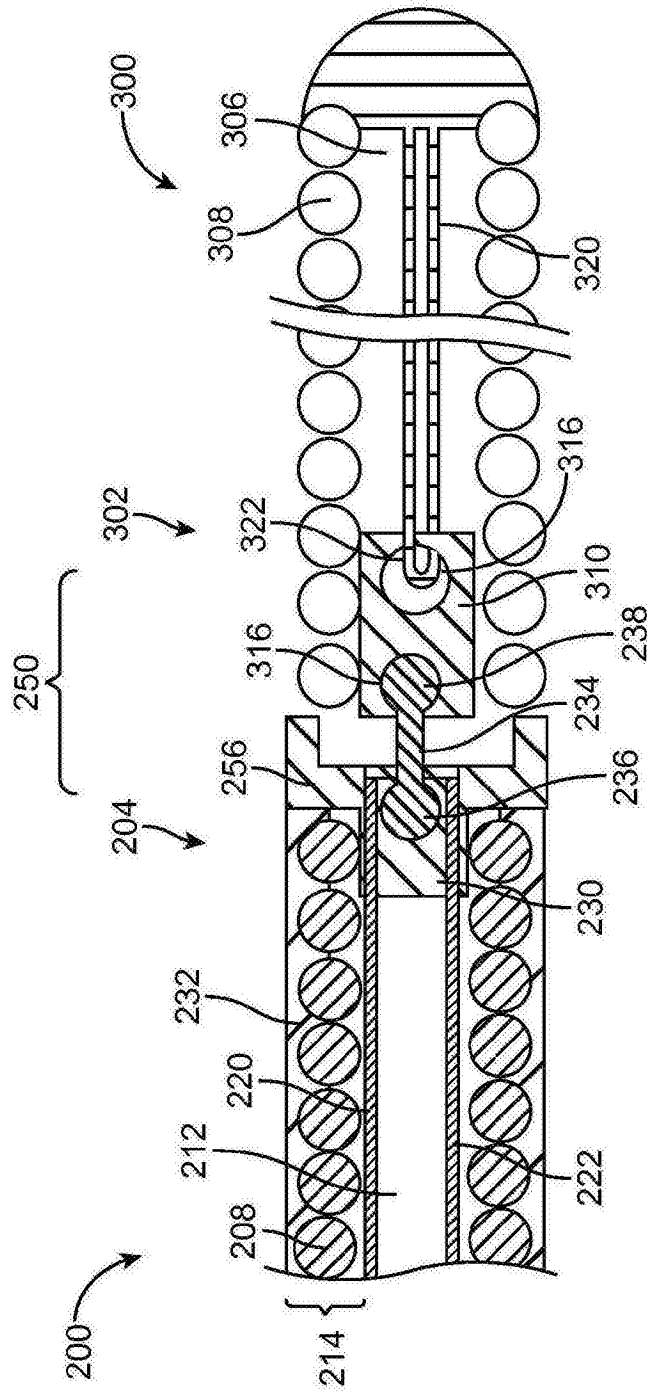


图15

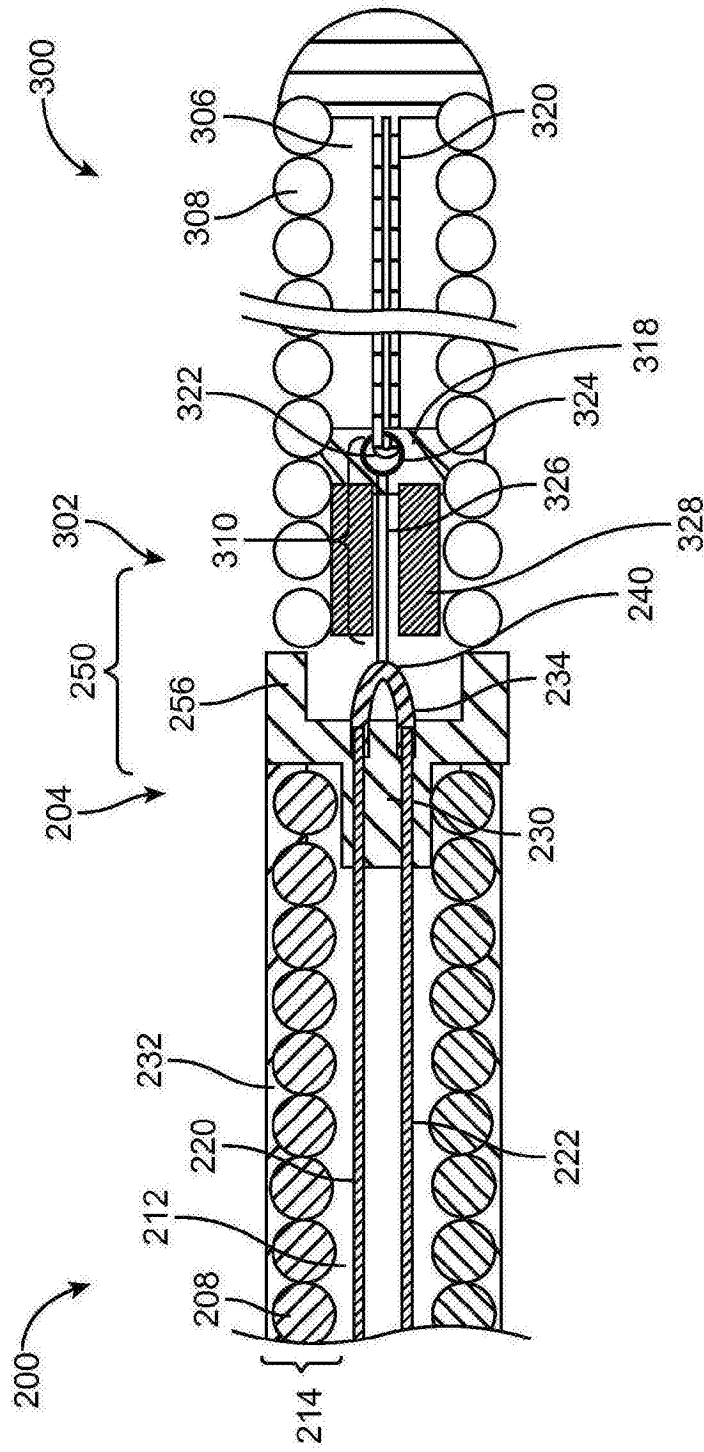


图16

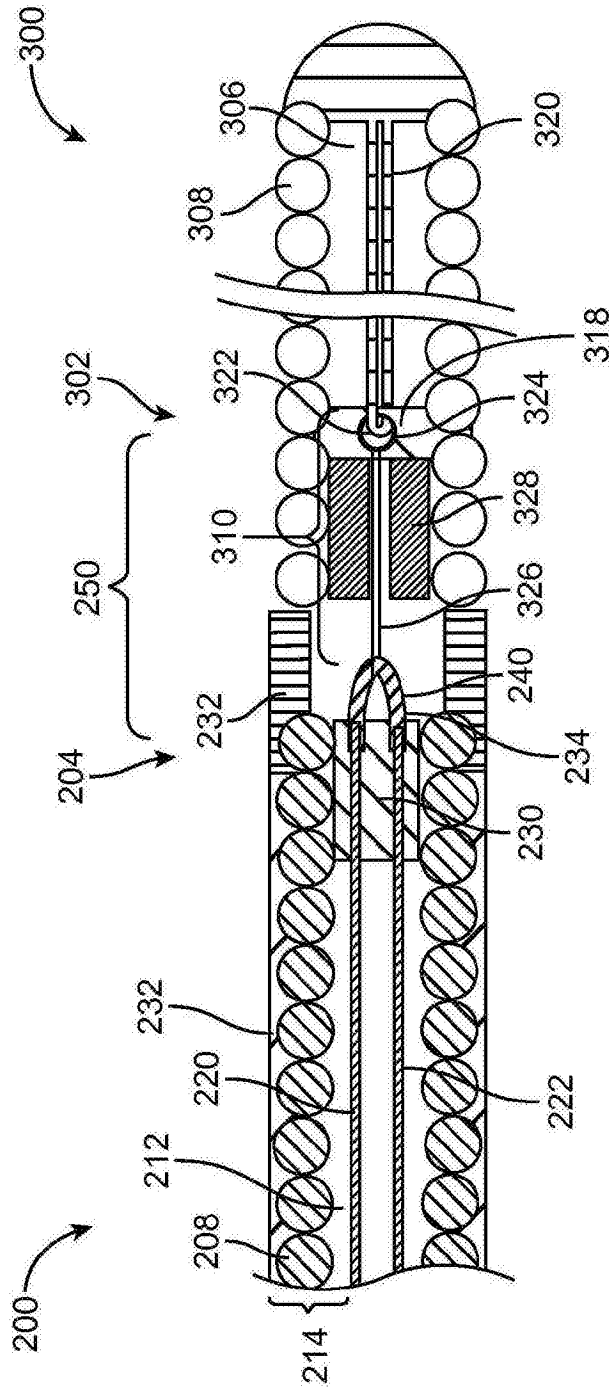


图17

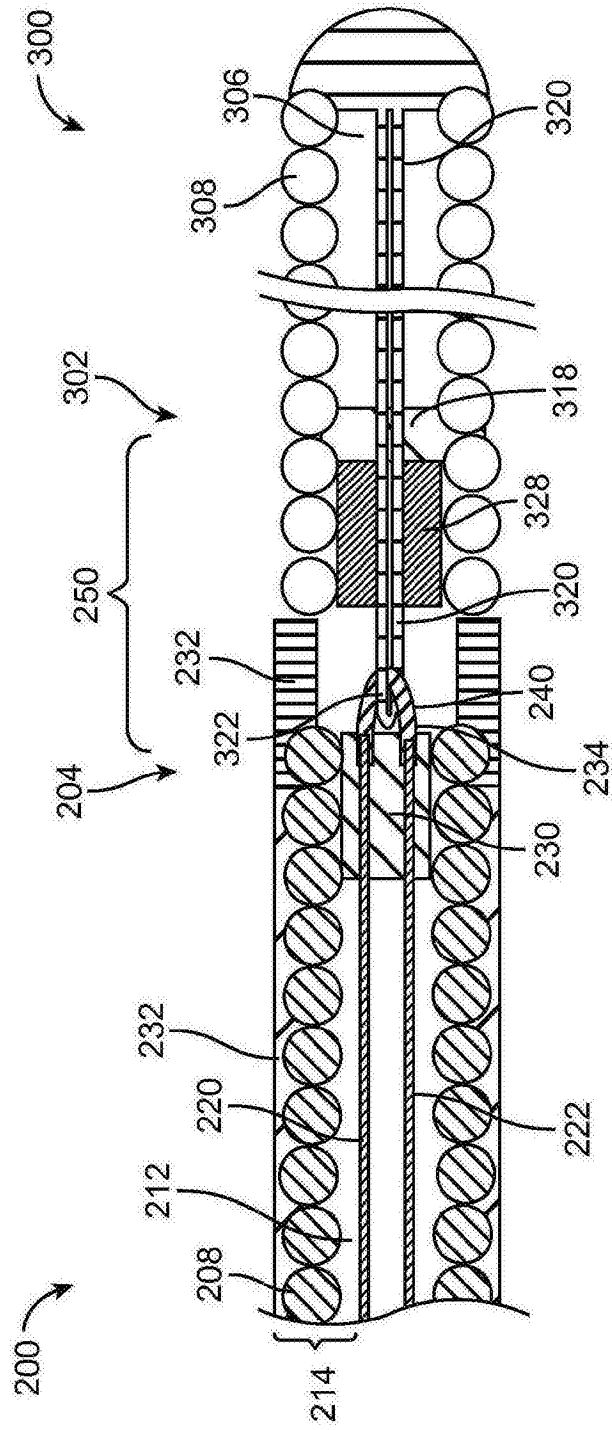


图18

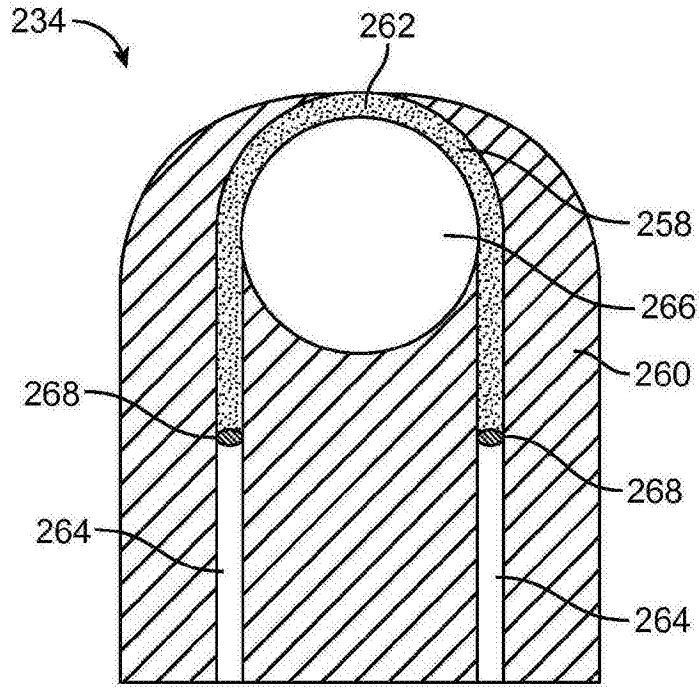


图19

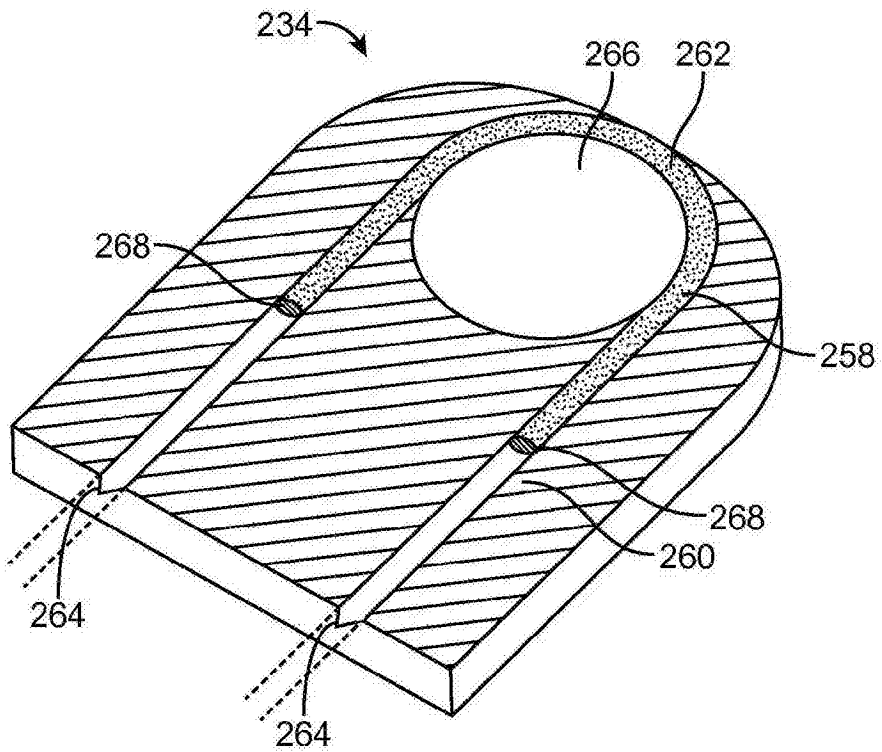


图20

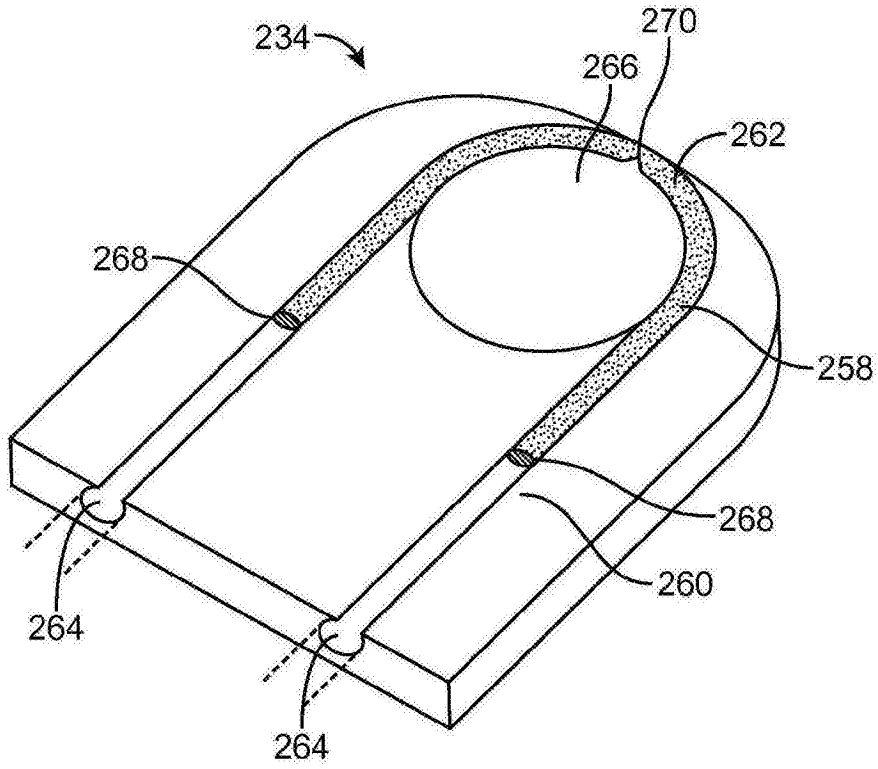


图21

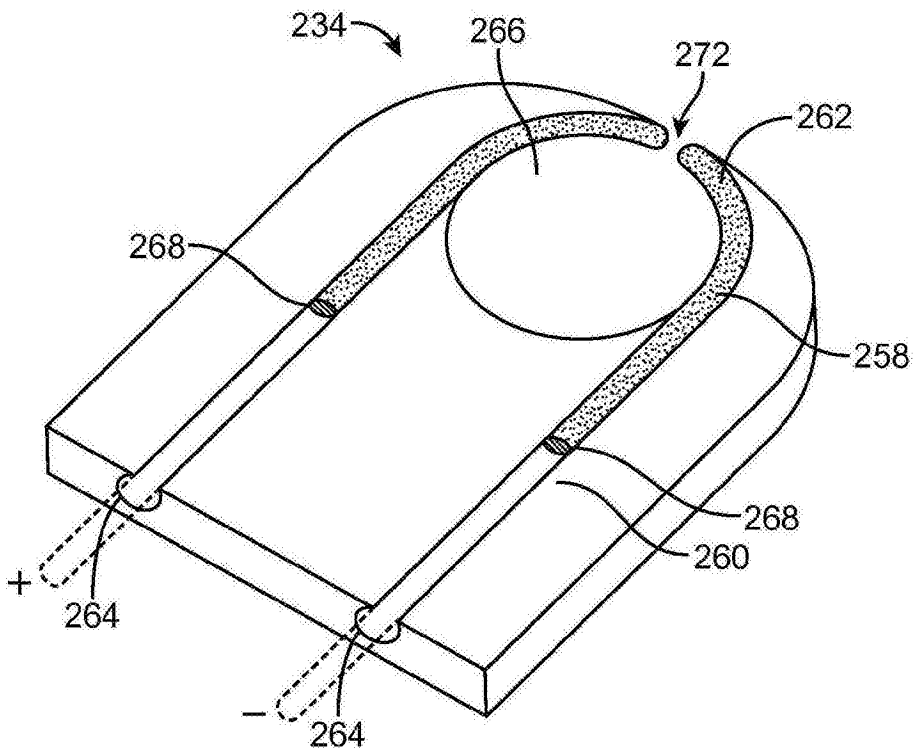


图22

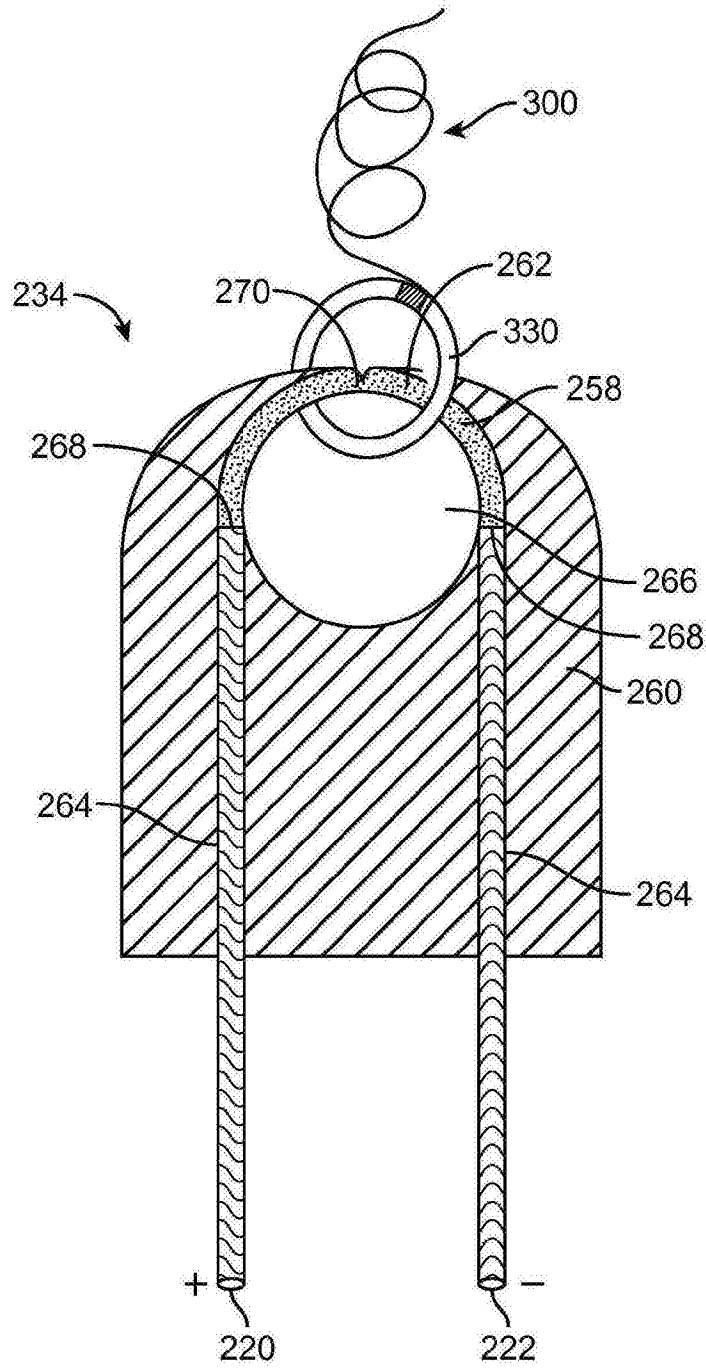


图23

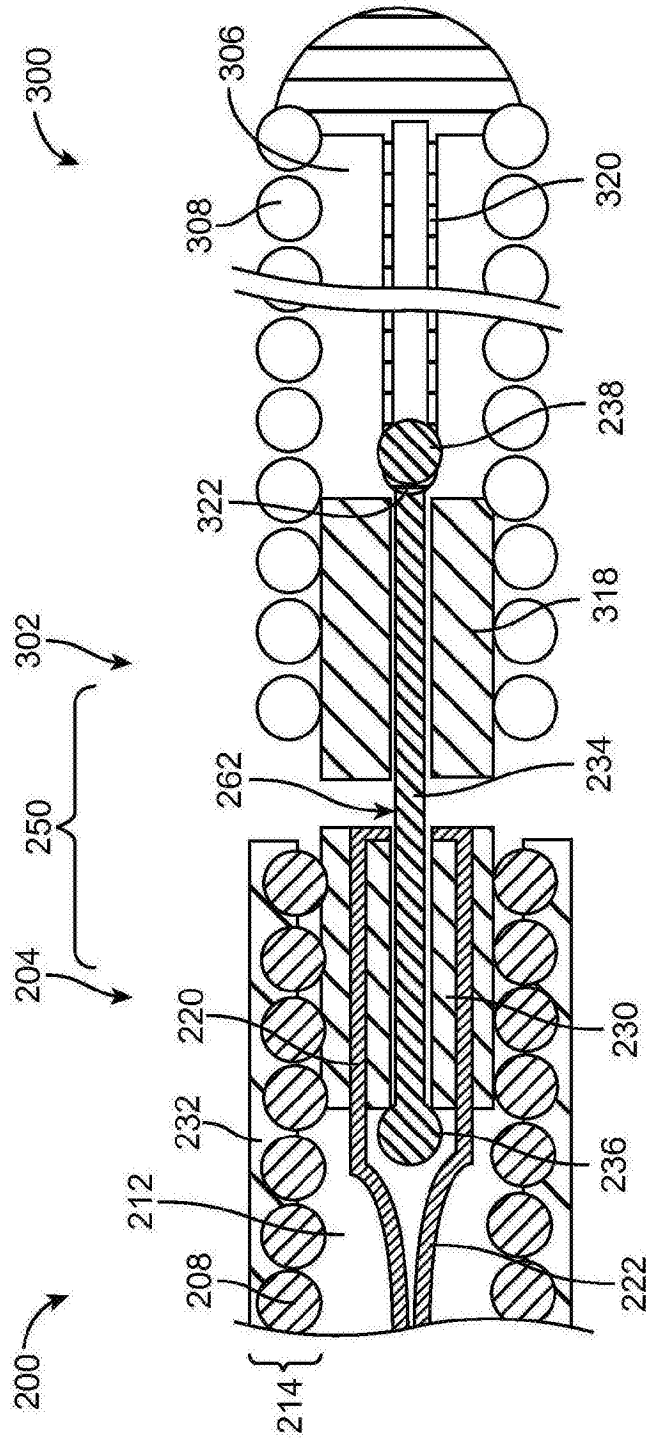


图24

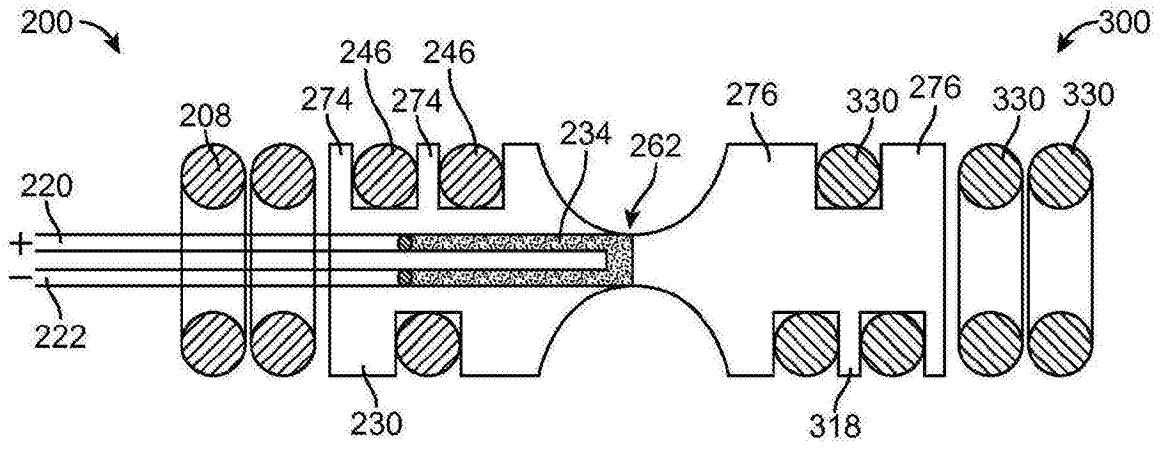


图25

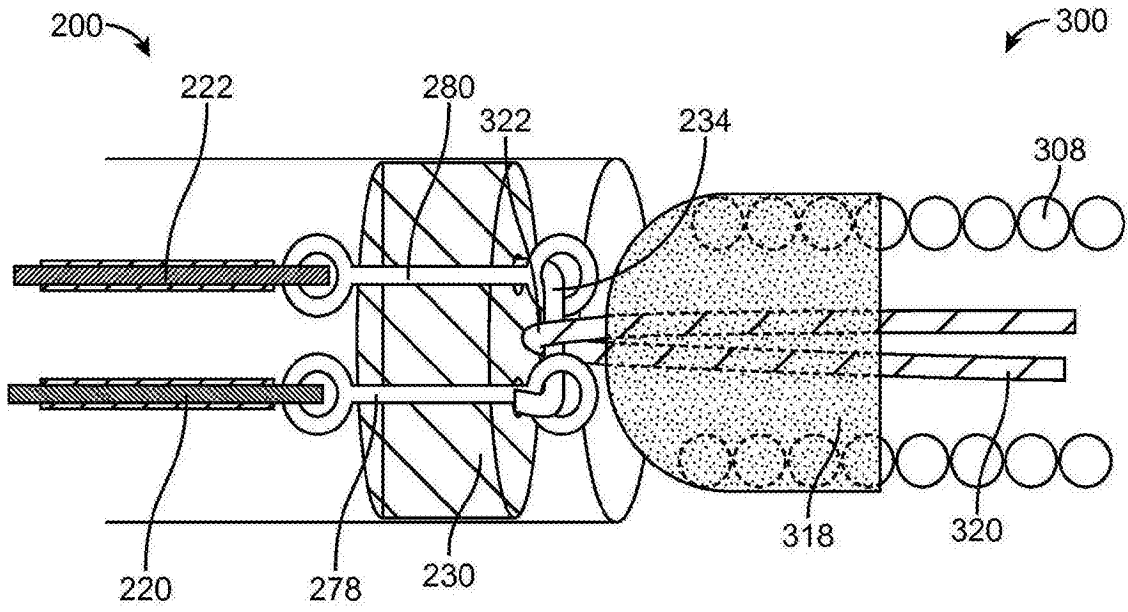


图26

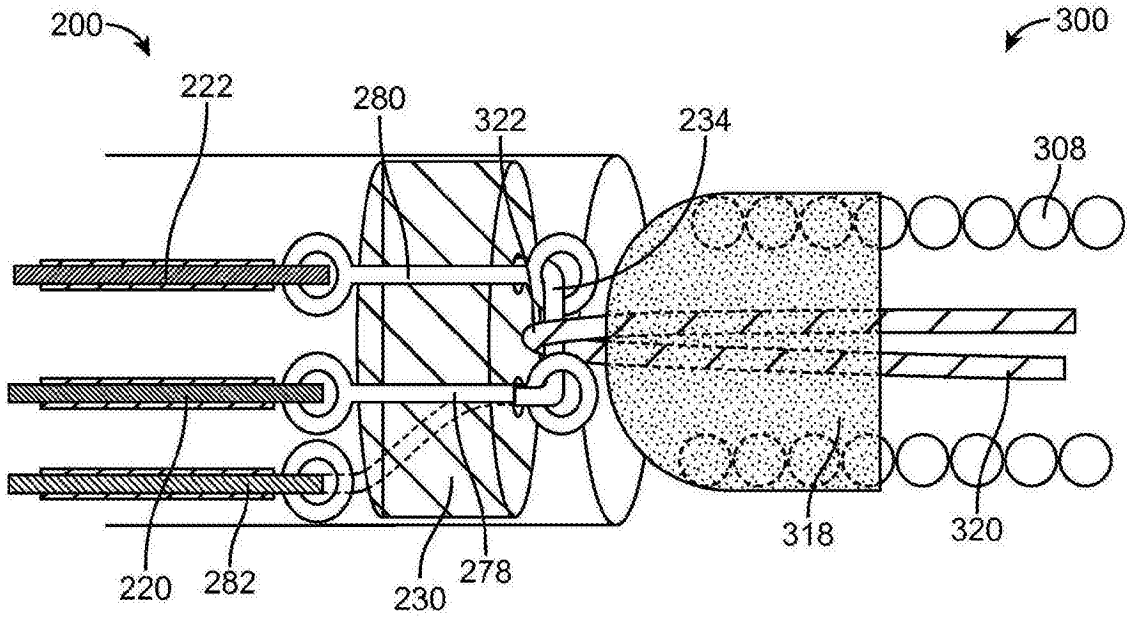


图27

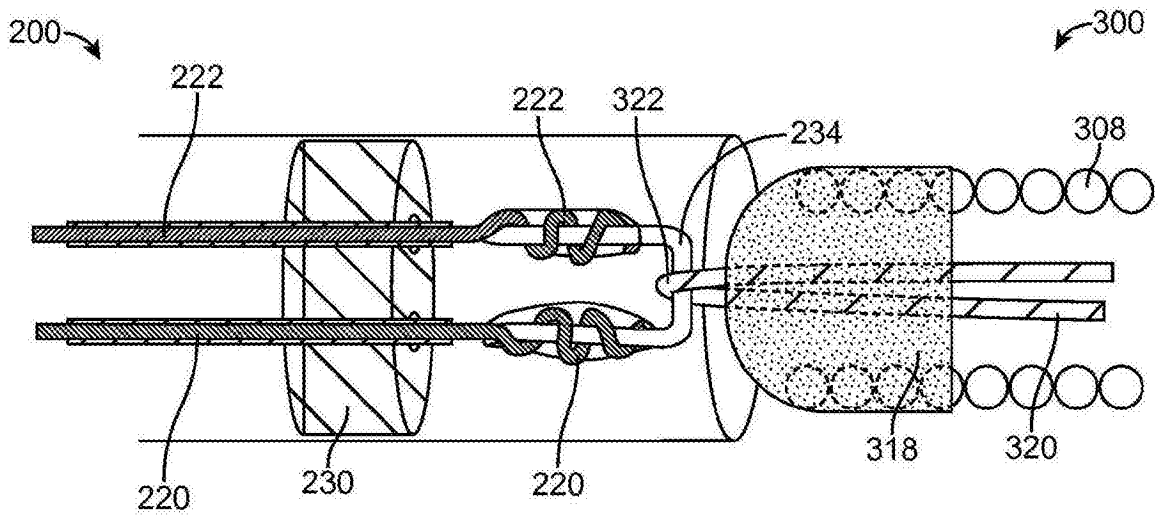


图28