



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102368962 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 07

(21) 申请号 201080011399. 3

代理人 吴鹏 马江立

(22) 申请日 2010. 03. 10

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/160, 166 2009. 03. 13 US

A61B 17/12 (2006. 01)

A61B 17/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 09. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/026831 2010. 03. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02010/104955 EN 2010. 09. 16

(71) 申请人 斯瑞克公司

地址 美国密歇根州

申请人 斯瑞克运营有限公司

(72) 发明人 L·郭 T·恩戈 J·道

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所
11247

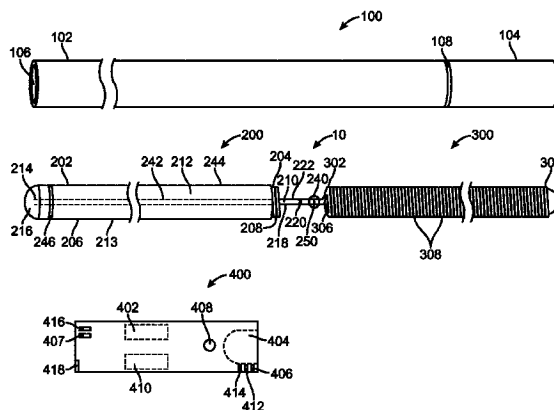
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于闭塞装置输送系统的电触头

(57) 摘要

本发明提供一种闭塞线圈输送系统 (10), 包括输送线丝 (210), 所述输送线丝具有经由可电解分开的接合部 (250) 与闭塞装置 (300) 联接的远端 (222) 以及固定在所述输送线丝的近端 (214) 上的电触头 (216), 所述输送线丝的近端具有非直线构型 (211) 以便与直线构型相比加强与所述电触头的机械连接和 / 或增加与所述电触头的导电率。借助于非限制性的示例, 所述构型可为“U”形、螺旋形、结形或扭绞形线丝。所述电触头是基本上包络所述输送线丝的近端构型的导电材料。



1. 一种闭塞装置输送系统,包括:
具有经由可电解分开的接合部与闭塞装置联接的远端的输送线丝;以及
固定在所述输送线丝的近端上的电触头,所述输送线丝的所述近端具有非直线构型以便加强与所述电触头的机械连接。
2. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型与直线构型相比使得与所述电触头的导电率增加。
3. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型为三维形状。
4. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型为“U”形。
5. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型为螺旋形。
6. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型为结形。
7. 根据权利要求1所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述输送线丝的所述近端的构型为扭绞形线丝。
8. 根据权利要求1-7中任一项所述的闭塞装置输送系统,其特征在于,所述电触头包括基本上包络所述输送线丝的所述近端构型的导电材料。
9. 一种用于将闭塞装置输送到患者的脉管内的位置的输送线丝组件,包括:
输送线丝管道,所述输送线丝管道具有与远侧线圈部连接的近侧管状部和延伸穿过所述近侧管状部和所述远侧线圈部的管道内腔;
输送线丝,所述输送线丝设置在所述导管内腔中并具有经由可电解分开的接合部与闭塞装置联接的远端;以及
固定在所述输送线丝的所述近端上的第一电触头,所述输送线丝的所述近端具有非直线构型以便加强与所述电触头的机械连接,
其中所述输送线丝形成第一导电路径,并且所述输送线丝管道形成第二导电路径。
10. 根据权利要求9所述的输送线丝组件,其特征在于,还包括设置在所述输送线丝管道的所述近侧管状部上的第二电触头,其中,所述第一电触头和所述第二电触头分别与所述第一导电路径和所述第二导电路径电联接,所述第二电触头包括所述输送线丝管道的所述近侧管状部的裸露区域。
11. 根据权利要求9或10所述的输送线丝组件,其特征在于,所述输送线丝管道包括为了分开所述电解接合部而形成的电路的阳极并且所述输送线丝包括阴极。
12. 根据权利要求9所述的输送线丝组件,其特征在于,所述输送线丝管道的所述管状部包括近侧开口,所述输送线丝的所述近端的构型大于所述近侧开口以便防止所述输送线丝的所述近端穿过所述近侧开口。
13. 根据权利要求9所述的输送线丝组件,其特征在于,所述第一电触头包括基本上包络所述输送线丝的所述近端构型的导电材料。
14. 一种闭塞线圈装置输送系统,包括:
输送导管,所述输送导管包括近端、远端以及在所述近端与所述远端之间延伸的导管

内腔 ; 以及

根据权利要求 9-13 中任一项所述的输送线丝组件 ; 以及
与相应的第一导电路径和第二导电路径电连接的电源。

用于闭塞装置输送系统的电触头

技术领域

[0001] 本发明的技术领域总的涉及用于在人或动物患者的血管（脉管）中植入用于形成栓塞或血管闭塞的血管闭塞装置的系统 and 输送装置。

背景技术

[0002] 可出于多种原因使用血管闭塞装置或植入物，包括治疗血管内动脉瘤。普遍使用的血管闭塞装置包括通过绕“第一”芯轴卷绕铂（或铂合金）线丝束而形成的柔软的、螺旋地卷绕的线圈。其中，所述线圈的相对刚度尤其取决于其成分、线丝束的直径、第一芯轴的直径和所得到的主绕组的节距。然后，将所述线圈绕在更大的“第二”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 No. 4, 994, 069 记载了一种血管闭塞线圈，其在为了穿过输送导管的内腔安置而伸展时呈直线状的、螺旋形的第一形状，而在从输送导管释放和留存在脉管系统中时呈折叠的、盘绕的第二形状。

[0003] 为了将血管闭塞线圈输送到脉管系统中的期望位置，例如动脉瘤囊内，公知的是首先使用可操纵的导丝将薄断面（小廓形）的输送导管或“微导管”安置在所述位置。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的弯曲部，例如 45°、90°、“J”形、“S”形或其它弯曲形状，这样一旦导丝被撤回，微导管的远端将留在期望位置以将一个或多个血管闭塞线圈释放到动脉瘤中。然后，使输送或“推进器”线丝穿过微导管，直到与推进器线丝的远端联接的血管闭塞线圈从微导管的远端开口伸出并进入动脉瘤中。然后，从推进器线丝的端部释放或“分离”血管闭塞装置，并使推进器线丝经导管撤回。根据患者的特定需要，可穿过导管推进一个或更多个另外的闭塞装置并在同一位置将其释放。

[0004] 从推进器线丝的端部释放血管闭塞线圈的一种公知方式是使用可电解分开的接合部，该接合部是沿推进器线丝的远端部设置的小的露出部段或分离区。所述分离区通常由不锈钢制成并紧位于血管闭塞装置的近侧。可电解分开的接合部在推进器线丝在离子溶液如血液或其它体液存在的情况下带电时易于被电解和分裂。这样，一旦分离区从导管远端离开并暴露于患者的脉管血液池中，在远处位置有电极连接在患者皮肤上或有导电针插入穿过皮肤的情况下，通过电触头施加在导电的推进器线丝上的电流便形成回路，并且分离区由于电解而分裂。

[0005] 伴随着目前的栓塞分离方案的显著问题包括在电触头与输送线丝之间的接合部处的机械薄弱。例如，输送线丝可能在手术期间从电触头被拉出。另一个显著问题是在电触头与输送线丝之间的接合部处的导电不稳定。例如，电触头与输送线丝之间的相对小的接触量会导致不佳的导电率和导电率的变化，这会引起分离时间的变化。

[0006] 一些目前的栓塞分离装置的另一个显著问题是在使用单独的返回或接地电极来形成外部电源和可电解分离线圈之间的电路。该单独的返回或接地电极可以是置于患者身体上的接片或插入患者的腹股沟区域的针。但是，使用单独的返回或接地电极使得闭塞线圈的分离时间 / 次数具有易变性。易变性是由于存在于闭塞装置和返回电极之间的不同的组

织类型和密度所产生的。另外,对于安置在患者的腹股沟区域中的接地针,一些患者会感到不适或疼痛。

发明内容

[0007] 本发明的实施例在电触头与输送线丝之间的接合部处提供改善的机械稳定性,同时仍确保栓塞元件在期望的位置分离。本发明的实施例还减少了闭塞装置的分离时间的可变性,提供了导电稳定性和不利用单独的外部返回电极(如接片或接地针)的可选返回和/或接地电极构型。

[0008] 在一个实施例中,闭塞装置输送系统包括具有经由可电解分开的接合部与闭塞装置联接的远端的输送线丝,以及固定在所述输送线丝的近端上的电触头,所述输送线丝的近端具有非直线构型,从而与直线构型相比加强与电触头的机械连接和/或增加与电触头的导电率。借助于非限制性的示例,所述构型可为“U”形、螺旋形、结/绳结形或扭绞形线丝。所述电触头是基本上包络/包封输送线丝的近端构型/形状的导电材料。在一个实施例,所述闭塞装置输送系统包括具有近侧开口的输送线丝组件,所述输送线丝的近端延伸穿过所述近侧开口。在该实施例中,输送线丝的近端的构型/外形大于所述近侧开口以便防止输送线丝的近端穿过所述近侧开口。

[0009] 在另一个实施例中,一种用于将闭塞装置输送到患者脉管内的位置的输送线丝组件包括输送线丝管道,所述输送线丝管道具有与远侧线圈部连接的近侧管状部以及延伸穿过近侧管状部和远侧线圈部的管道内腔。所述输送线丝组件还包括输送线丝,该输送线丝设置在管道内腔中并具有经由可电解分开的接合部与闭塞装置联接的远端。此外,所述输送线丝组件包括固定在输送线丝的近端上的第一电触头,所述输送线丝的近端具有非直线构型以便加强与所述电触头的机械连接。在该实施例中,所述输送线丝形成第一导电路径,且所述输送线丝管道形成第二导电路径。输送线丝组件也可包括设置在输送线丝管道的近侧管状部上的第二电触头,其中所述第一和第二电触头分别与第一和第二导电路径电联接。第二电触头可包括输送线丝管道的近侧管状部的露出/裸露区域。在一个实施例中,输送线丝可形成为分开电解接合部而形成的电路的阴极且输送线丝管道可形成其阳极。在另一个实施例中,输送线丝管道的管状部具有近侧开口,且输送线丝的近端的构型大于所述近侧开口以便防止输送线丝的近端穿过所述近侧开口。在又一个实施例中,所述电触头是基本上包络所述输送线丝的近端构型的导电材料。

[0010] 在再另一个实施例中,一种闭塞线圈输送系统包括输送导管,该输送导管具有近端、远端和在近端与远端之间延伸的导管内腔。所述闭塞线圈输送系统还包括具有输送线丝管道的输送线丝组件,所述输送线丝管道又具有与远侧线圈部连接的近侧管状部以及延伸穿过近侧管状部和远侧线圈部的管道内腔。所述输送线丝组件还具有输送线丝,所述输送线丝设置在管道内腔中并具有经由可电解分开的接合部与闭塞装置联接的远端。此外,所述输送线丝组件具有固定在输送线丝的近端上的第一电触头,所述输送线丝的近端具有非直线构型以便加强与所述电触头的机械连接,其中第一导电路径由输送线丝形成,且第二导管路径由输送线丝管道形成。此外,所述闭塞线圈输送系统包括与相应的第一和第二导电路径电连接的电源。在一个实施例中,所述闭塞线圈输送系统还包括设置在所述输送线丝管道的近侧管状部上的第二电触头,其中所述第一和第二电触头分别与所述第一和第

二导电路径电联接,并且其中相应的电触头构造成接合设置在所述电源中的对应的电触头。在另一个实施例中,所述第二电触头包括所述输送线丝管道的近侧管状部的露出区域。在又一个实施例中,所述输送线丝管道的管状部具有近侧开口,且所述输送线丝的近端的构型大于所述近侧开口以便防止所述输送线丝的近端穿过所述近侧开口。在再另一个实施例中,所述电触头是基本上包络所述输送线丝的近端构型的导电材料。

附图说明

- [0011] 现在参照附图,全文中相同的参考标号通篇表示相应的零件,其中:
- [0012] 图 1 示出根据一个实施例的闭塞线圈输送系统。
- [0013] 图 2A 至 2D 是根据各种实施例的示例性输送线丝构型的详细透视图。
- [0014] 图 3 示出根据一个实施例的输送线丝组件的剖视图。
- [0015] 图 4 示出处于自然状态模式的闭塞线圈,示出了一个示例性的第二构型。

具体实施方式

[0016] 图 1 示出根据一个实施例的闭塞线圈输送系统 10;系统 10 包括一定数量的子部件或子系统。这些包括输送导管 100、输送线丝组件 200、闭塞线圈 300 和电源 400。输送导管 100 包括近端 102、远端 104 和在近端 102 与远端 104 之间延伸的内腔 106。输送导管 100 的内腔 106 的尺寸被设定为容许输送线丝组件 200 的轴向运动。此外,内腔 106 的尺寸被设定为供导丝(未示出)通过,所述导丝能可选地用于将输送导管 100 适当地导向合适的输送位置。

[0017] 输送导管 100 可包括由聚合物覆层包封或围绕的不锈钢扁平线丝的编织轴构造。例如,**HYDROLENE®**是可用于覆盖输送导管 100 外部的一种示例性的聚合物覆层。内腔 106 有利地涂覆有润滑涂层如 PTFE,以减小输送导管 100 与在内腔 106 中轴向运动的装置之间的摩擦力。输送导管 100 可包括一个或多个可选的、由不透射线的材料形成的标记带 108,所述标记带可用于利用成像技术(例如,荧光成像)识别输送导管 100 在患者的脉管系统内的位置。输送导管 100 的长度可根据特定应用而改变,但通常为约 150cm 长。当然,其它长度的输送导管 100 也可用于本文所述的系统 10。

[0018] 如图 1 所示,输送导管 100 可包括直的远端 104。或者,远端 106 可预成形为特定的几何形状或取向。例如,远端 104 可成形为“C”形、“S”形、“J”形、45° 弯曲、90° 弯曲。内腔 106 的尺寸可根据输送线丝组件 200 和闭塞线圈 300 的尺寸而改变,但通常输送导管 100 的内腔 106 的直径(输送导管 100 的 I.D./内径)小于约 0.02 英寸。在一些实施例中,输送导管 100 可已知为微导管。虽然在图 1 中未示出,但输送导管 100 可与单独的引导导管(未示出)一起使用,所述引导导管有助于将输送导管 100 引导至患者脉管系统中的适当位置。

[0019] 仍参见图 1,系统 10 包括输送线丝组件 200,所述输送线丝组件构造成在输送导管 100 的内腔 106 中轴向运动。输送线丝组件 200 通常包括近端 202 和远端 204。在一个实施例中,输送线丝组件 200 包括输送线丝管道 201,所述输送线丝管道 201 具有近侧管状部 206 和远侧线圈部 208。输送线丝管道 201 的近侧管状部 206 在近端具有近侧开口 215。近侧管状部 206 可由例如不锈钢海波管(hypotube)形成。如在本文中更详细所述,远侧线

圈部 208 能以端部对端部的布置与近侧管状部 206 连结。输送线丝组件 200 还包括输送线丝 210, 所述输送线丝从输送线丝组件 200 的近端 202 延伸到位于输送线丝组件 200 的远端 204 的远侧的位置。输送线丝 210 设置在内腔 212 中, 所述内腔 212 在输送线丝管道 213 的内部中延伸。

[0020] 输送线丝 210 由导电材料如不锈钢线丝形成。输送线丝 210 的近端 214 (如虚线所示) 与位于输送线丝组件 200 的近端 202 的电触头 216 电联接。电触头 216 可由金属焊料 (例如, 金) 形成, 其构造成与电源 400 中的相应电触头 (未示出) 接合。

[0021] 如图 2A 至 2D 中所示, 输送线丝 210 的近端 214 在金属焊料的内侧呈各种构型 211。示例性构型 211 包括“U”形 (图 2A)、螺旋形 (图 2B)、结形 (图 2C) 和扭绞形 (图 2D) 线丝。诸如结形 (图 2C) 的构型 211 的外径 (OD) 可大于输送线丝管道 201 的近侧管状部 206 的近侧开口 215 的内径 (ID)。输送线丝 210 的近端 214 的构型 211 与近侧开口 215 的相对尺寸防止输送线丝 210 在远侧从输送线丝组件 200 和电触头 216 移出。输送线丝 210 的近端 214 的各种构型 211 还增加了输送线丝 210 的近端 214 与电触头 216 之间的接触量, 从而增加电触头 216 与输送线丝 210 之间的接合部的机械和导电稳定性。输送线丝 210 的近端 214 与电触头 216 之间增加的接触量也提高了电触头 216 与输送线丝 210 之间的接合部的导电率。

[0022] 输送线丝 210 的一部分有利地涂覆有绝缘涂层 218。绝缘涂层 218 可包括聚酰亚胺。在一个实施例中, 除了输送线丝 210 的与电触头 216 相接触的近端 214 和位于输送线丝 210 的相对于输送线丝组件 200 的远端 204 在远侧延伸的部分中的小的区域 220, 输送线丝 210 的整个长度都涂覆有绝缘涂层 218。输送线丝 210 的此“裸露”部分 (即前述两个裸露部分中的后者) 形成电解分离区 220, 该电解分离区在施加有来自电源 400 的电流时溶解。

[0023] 在一替换实施例中, 代替电解分离区 220, 所述牺牲区域可构造成响应于热能而断裂或溶解。例如, 分离区 220 可由响应于外部施加的热能或热量而熔化或溶解的聚合物链 (例如纤维) 形成。所述聚合物链可由具有高的拉伸强度和适当的熔化温度的热塑性材料 (例如聚乙烯) 形成。所述热响应牺牲区域可对构造成对分离区 220 施加热量的电阻加热线圈做出响应。这种加热线圈通过响应于所施加的电流而发热来工作。或者, 可使用电磁能量或射频能量来断开或溶解所述牺牲区域。美国专利 No. 7, 198, 613 公开了关于各种热致动分离模式的其它细节。

[0024] 仍参见图 1, 闭塞线圈 300 包括近端 302、远端 304 和在它们之间延伸的内腔 306。闭塞线圈 300 通常由生物相容性金属如铂或铂合金 (例如, 铂钨合金) 制成。当闭塞线圈 300 装载在输送导管 100 中时, 闭塞线圈 300 大体包括直构型 (如图 1 所示)。在释放时, 闭塞线圈 300 大体呈可包括二维或三维构型 (例如图 4 中所示的构型) 的第二形状。当然, 本文所述的系统 10 可使用具有各种构型的闭塞线圈 300 而限于具有特定尺寸或构型的特定的闭塞线圈 300。

[0025] 闭塞线圈 300 包括多个线圈绕圈 308。线圈绕圈 308 绕沿闭塞线圈 300 的内腔 306 设置的中心轴线大体呈螺旋形。闭塞线圈 300 可具有如图 1 中所示的封闭式节距 / 螺旋线构型。

[0026] 输送线丝 210 的远端 222 在接合部 250 处与闭塞线圈 300 的近端 302 连接。可以使用各种技术和装置使输送线丝 210 与闭塞线圈 300 连接, 包括激光熔化和激光定位焊、点

焊及连续焊接。优选施加粘合剂 240 以覆盖形成在输送线丝 210 的远端 222 和闭塞线圈 300 的近端 302 之间的接合部 250。粘合剂 240 可包括通过施加热量或 UV 辐射而固化或硬化的环氧树脂材料。例如,粘合剂 240 可包括热固化的双组分环氧树脂,例如可从 14Fortune Drive,Billerica,MA 的 Epoxy Technology, Inc. 获得的 **EPO-TEK®** 353ND-4。粘合剂 240 包封接合部 250 并增加其机械稳定性。

[0027] 仍参见图 1,近侧管状部 206 和远侧线圈部 208 形成用于输送系统 10 的返回电极。这里,输送线丝 210 在电触头 216 和电解分离区 220 之间形成第一导电路径 242。当输送线丝组件 200 可操作地联接到电源 400 时,该第一导电路径 242 可包括电解电路的阴极 (-)。第二导电路径 244 由输送线丝管道 213 的近侧管状部 206 和远侧线圈部 208 形成。第二导电路径 244 与第一导电路径 242 电隔离。第二导电路径 244 可包括用于所述电路的阳极 (+) 或接地电极。

[0028] 在输送线丝管道 213 的管状部 206 的近端上可设置有助于第二导电路径 244 的电触头 246。在一个实施例中,由于管状部 206 是第二导电路径 244 的一部分,电触头 246 仅为管状部 206 的露出部分。例如,管状部 206 的与电触头 216 相邻的近侧部分可如图 3 所示覆盖有绝缘涂层 207,例如聚酰亚胺。管状部 206 的不具有绝缘涂层的露出区域可形成电触头 246。或者,电触头 246 可以是形成在管状部 206 的外部上的环型电极或其它触头。

[0029] 电触头 246 构造成在输送线丝组件 200 的近端 202 插入电源 400 中时与电源 400 中的相应电触头 (未示出) 接合。当然,第二导电路径 244 的电触头 246 相对于第一导电路径 242 的电触头 216 电隔离。

[0030] 还参见图 1,系统 10 包括用于向包含电解分离区 220 的输送线丝 210 提供直流电流的电源 400。在存在导电流体 (其可包括生理性液体如血液,或冲洗溶液如盐水) 的情况下,当电源 400 被致动时,电流在包括第一导电路径 242 和第二导电路径 244 的电路中流动。在几秒 (通常少于约 10 秒) 过后,牺牲电解分离区 220 溶解且闭塞线圈 300 与输送线丝 210 分离。

[0031] 电源 400 将包括随载的能量源如电池 (例如一对 AAA 电池) 以及驱动电路 402。驱动电路 402 可包括构造成输出驱动电流的一个或多个微控制器或处理器。图 1 所示的电源 400 包括插座 404,该插座构造成接纳和配接输送线丝组件 200 的近端 202。在近端 202 插入插座 404 中时,设置在输送线丝组件 200 上的电触头 216、246 与位于电源 400 中的相应触头 (未示出) 电联接。

[0032] 可视指示器 406 (例如 LED 灯) 可指示输送线丝组件 200 的近端 202 何时已适当地插入电源 400 中。如果电池需要更换,则另一可视指示器 407 可启动。电源 400 通常包括由使用者按下以向牺牲电解分离区 220 施加电流的致动触发器或按钮 408。通常,一旦致动触发器 408 已被致动,驱动电路 402 便自动供给电流直到发生分离。驱动电路 402 通常通过施加基本上恒定的电流 (例如,约 1.5mA) 来工作。

[0033] 电源 400 可包括可选的检测电路 410,该检测电路构造成检测闭塞线圈 300 何时已从输送线丝 210 分离。检测电路 410 可基于所测出的阻抗值来识别出分离。可视指示器 412 可指示电源 400 何时正将电流供给到牺牲电解分离区 220。另一可视指示器 414 可指示闭塞线圈 300 何时已从输送线丝 210 分离。作为可视指示器 414 的替代,可在分离时触发一声音信号 (例如嘟嘟声) 或甚至触觉信号 (例如振动或蜂鸣器)。检测电路 410 可构

造成在感测到闭塞线圈 300 分离时使驱动电路 402 停止工作。

[0034] 电源 400 还可包含另一可视指示器 416, 当遗留的非双极的输送线丝组件被插入电源 400 中时, 可视指示器 416 向操作者发出指示。如在上述背景技术部分中所述, 现有的装置使用单独的返回电极, 所述返回电极通常为插入患者的腹股沟区域中的针的形式。电源 400 构造成检测所述旧的非双极的输送线丝组件之一何时已被插入。在这种情况下, 可视指示器 416 (例如 LED) 被打开并且使用者被告知将单独的返回电极 (图 1 中未示出) 插入位于电源 400 上的端口 418 中。

[0035] 图 3 示出根据一个实施例的输送线丝组件 200 的剖视图。该实施例的类似元件被标识以与上面关于图 1 和图 2A 至 2D 所述相同的附图标记。输送线丝组件 200 包括近端 202 和远端 204, 且尺寸 / 长度在约 183cm 至约 187cm 之间。输送线丝组件 200 包括具有近侧管状部 206 和远侧线圈部 208 的输送线丝管道 213。近侧管状部 206 可由具有 .0125 英寸的 OD (外径) 和 .00825 英寸的 ID (内径) 的不锈钢海波管形成。海波管部段的长度可在约 140cm 至约 150cm 之间, 但也可采用其它长度。

[0036] 如图 3 所示, 远侧线圈部 208 以端部对端部的形式结合到近侧管状部 206 的远侧的表面。可使用焊接或其它连接方式实现所述结合。远侧线圈部 208 可具有约 39cm 至约 41cm 的长度。远侧线圈部 208 可包括 .0025 英寸 × .006 英寸的线圈。该尺寸通常指的是用于卷绕线圈线丝以形成多个线圈绕圈的内芯轴 (的尺寸), 并且是线圈的名义 ID。

[0037] 远侧线圈部 208 的一个或多个线圈 205 可由不透射线的材料形成 (示出为远侧线圈部 208 中的实体线圈 205)。例如, 远侧线圈部 208 可包括一段不锈钢线圈 (例如长度为 3mm), 后接一段铂线圈 (其是不透射线的且长度也是 3cm), 后接一段不锈钢线圈 (例如长度为 3mm), 等等。

[0038] 输送线丝 210 形成第一导电路径 242 并在一端终止于电触头 216 且相对于输送线丝管道 213 的远侧线圈部 208 在远侧延伸。除了在电解分离区 220 和与电触头 216 联接的近侧区段之外, 输送线丝 210 都涂覆有绝缘涂层 218, 例如聚酰亚胺。输送线丝 210 可具有约 0.0125 英寸的 OD。一居中线圈 260 在远侧线圈部 208 中的位置处固结在输送线丝 210 上。居中线圈 260 确保输送线丝 210 在输送线丝组件 200 内适当地定向。居中线圈 260 可利用例如本文所述的粘合剂 240 直接连结在输送线丝 210 上。为此, 施用粘合剂 240 将输送线丝 210 和居中线圈 260 固定在远侧线圈部 208 上。粘合剂 240 可包括上面更详细描述 of EPO- **TEK®** 353ND-4。

[0039] 仍参见图 3, 外套筒 262 或护套围绕输送线丝管道 213 的近侧管状部 206 的一部分和远侧线圈部 208 的一部分。外套筒 262 覆盖在近侧管状部 206 和远侧线圈部 208 之间形成的交界部或接合部。外套筒 262 可具有约 50cm 至约 54cm 的长度。外套筒 262 可由聚醚嵌段氨化物塑料材料 (例如 PEBAX 7233 层压物) 形成。外套筒 262 可包括 PEBAX 和 **HYDROLENE®** 的层压物。外套筒 262 的 OD 可小于 0.02 英寸且有利地小于 0.015 英寸。

[0040] 如图 3 可见, 远侧线圈部 208 的一小段 209 在远侧超过外套筒 262 而露出。在使用期间, 该小段 209 暴露于导电流体且用作电路的第二导电路径 244 (例如返回或接地路径) 的触头。向远侧伸出的该段可具有大于约 0.03 英寸的长度。电解分离区 220 相对于线圈部 208 的远端设置在朝远侧的几厘米 (例如, 约 2cm 到约 4cm) 处。

[0041] 图4示出处于自然状态的闭塞线圈300的一种示例性构型。在自然状态,闭塞线圈300从例如图1所示的直构型转变为第二形状。所述第二形状可包括多种二维和三维形状。图4仅仅是闭塞线圈300的第二形状的一个示例。另外,如本领域已知的,闭塞线圈300可在其全部或一部分上包含合成纤维。这些纤维可直接附接在线圈绕圈308上,或者所述纤维可利用针织或编织构型集成到闭塞线圈300中。

[0042] 输送线丝210的近端214的构型211提供了优于以前的栓塞线圈输送系统的许多优点。首先,构型211提高了输送线丝210和电触头216之间的连接的机械稳定性。近侧开口215与具有大于近侧开口215的ID的OD的构型211的组合进一步提高了机械稳定性。通过提高机械稳定性以及通过增加输送线丝210和电触头216之间的接触量,构型211还提高了输送线丝210和电触头216之间的连接的导电稳定性。接触量的增加还提高了输送线丝210和电触头216之间的导电率。

[0043] 本文所述的系统10的另一个优点是它在实际的输送线丝组件200中采用了导电路径242、244的双极布置。不再需要使用插入患者的腹股沟区域中的单独的针电极。作为替代,返回或接地电极被集成在输送线丝组件200中。这不仅消除了对针电极的需求,而且导致了更多可重复的分离次数,因为不再存在电流必须通过的大量组织。

[0044] 可通过将输送线丝210插入输送线丝管道213的内腔212制造电触头216。然后,输送线丝210的近端214可形成三维构型211。然后可将金属焊料施加到输送线丝组件200的近端202,从而覆盖构型211并形成电触头216。在允许金属焊料固化之后,可使用剪刀等修剪过剩的材料。

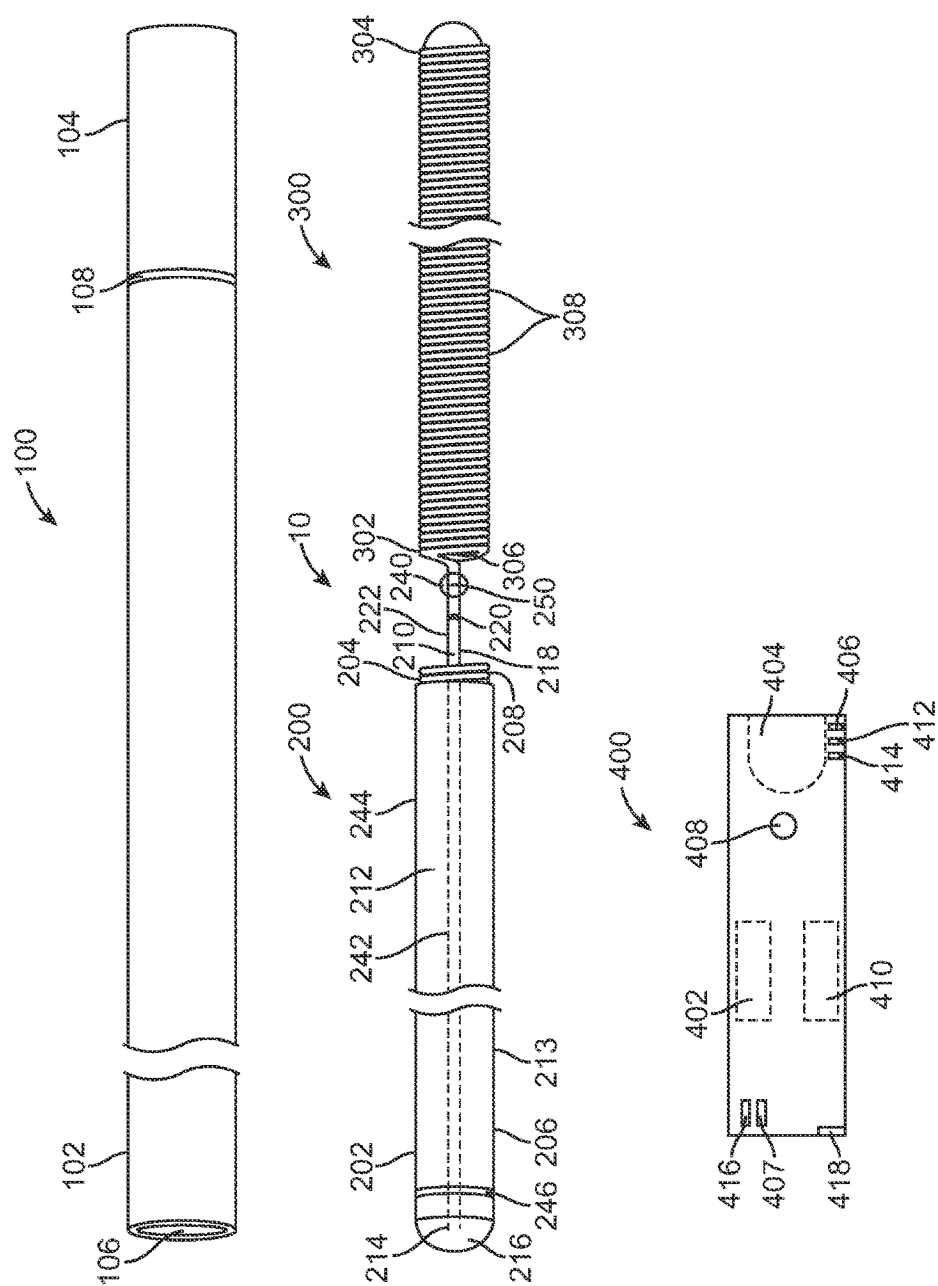


图 1

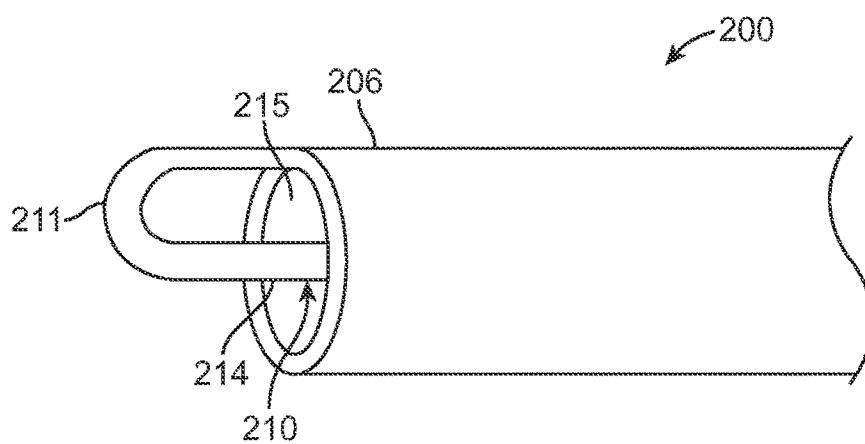


图 2A

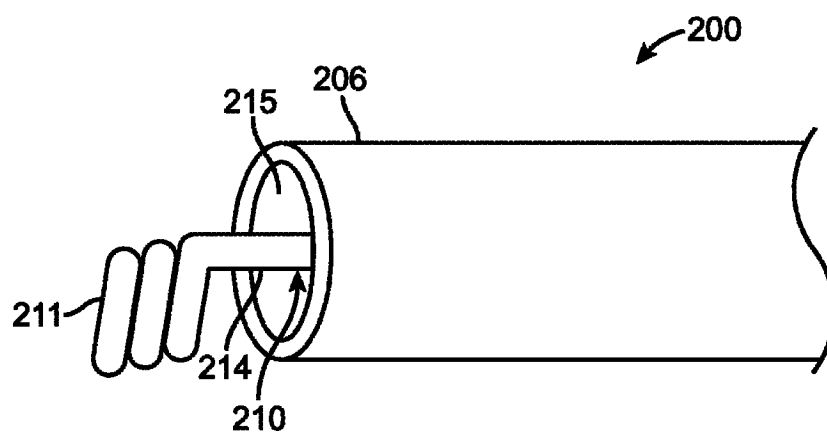


图 2B

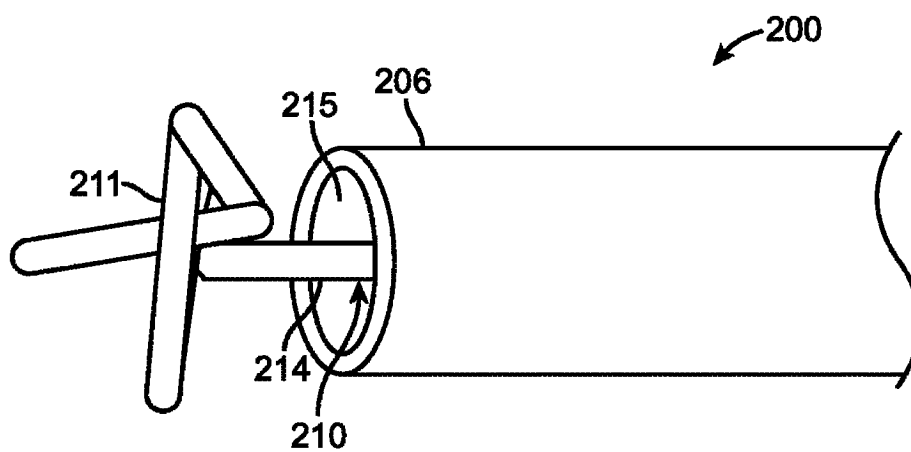


图 2C

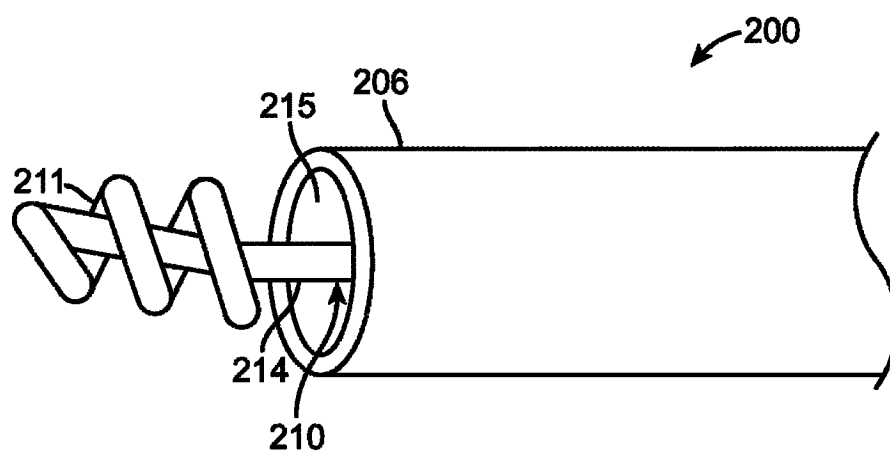


图 2D

