



(10) 授权公告号 CN 112754607 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 01

(21) 申请号 202110073662.1

(22) 申请日 2011.11.16

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112754607 A

(43) 申请公布日 2021.05.07

(30) 优先权数据  
61/414,357 2010.11.16 US

(62) 分案原申请数据  
201180065285.1 2011.11.16

(73) 专利权人 TVA医疗公司  
地址 美国德克萨斯州

(72) 发明人 G·H·米勒 A·L·伯尔曼  
W·E·科恩 D·R·梅斯特  
D·A·叶利奇

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所  
11247

专利代理师 慈戡 吴鹏

(51) Int.Cl.  
A61B 17/32 (2006.01)  
A61B 17/3207 (2006.01)  
A61B 18/14 (2006.01)  
A61B 18/16 (2006.01)  
A61M 1/36 (2006.01)

(56) 对比文件  
US 5830224 A, 1998.11.03  
US 2006111704 A1, 2006.05.25

审查员 陈兰西

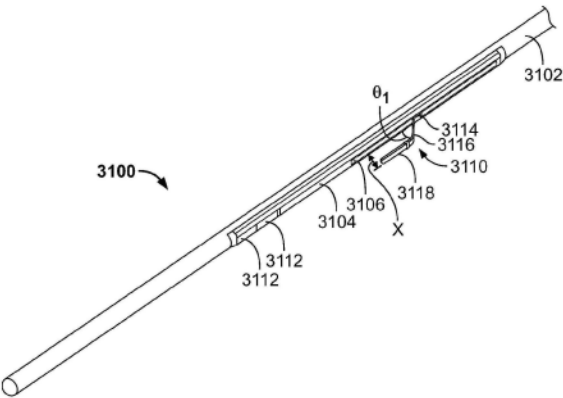
权利要求书2页 说明书38页 附图56页

(54) 发明名称

用于形成瘘管的装置和方法

(57) 摘要

本文描述了用于在两个血管之间形成瘘管的装置、系统和方法。通常,所述系统可包括第一导管,该第一导管可包括瘘管形成元件。该瘘管形成元件可包括一个或多个电极、机械切割元件、激光源或它们的结合,并且可用来协助瘘管形成。在一些情形中,一种系统可包括第二导管,该第二导管可包括瘘管形成元件。导管中的一个或多个可包括一个或多个标记、磁性对齐元件、和/或一个形状改变元件。



1. 一种用于在两个血管之间形成瘘管的系统,所述系统包括:  
第一导管,所述第一导管构造成被移动通过第一血管,所述第一导管包括:  
导管本体;  
电极,所述电极连接至所述导管本体,其中,所述电极从低矮外形构型被弹簧偏压至伸出位置,其中,在所述伸出位置所述电极的至少一部分延伸离开所述导管本体;和  
对齐机构,所述对齐机构构造成在使得所述电极在一个位置对齐,从而在两个血管之间形成瘘管。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述导管本体包括内腔,所述电极被至少部分地约束在所述内腔内。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述电极的至少一部分涂覆有绝缘材料。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一导管还包括致动机构,所述致动机构构造成使所述电极移动至低矮外形构型。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一导管还包括套筒,所述套筒构造成向远侧移动以将所述电极的所述部分保持在低矮外形构型。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括第二导管,所述第二导管包括凹进区域,其中,所述第一导管的对齐机构使得所述电极与所述第二导管的凹进区域对齐。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括一个或多个可膨胀结构,所述可膨胀结构构造成将所述第一导管定位在血管内。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述一个或多个可膨胀结构包括一个或多个球囊、可膨胀壳架、网状物、支架或支柱。
9. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述一个或多个可膨胀结构包括一个或多个电极,该电极构造成减少通过血管的一部分的血液流量。
10. 一种用于在两个血管之间形成瘘管的系统,所述系统包括:  
第一导管,所述第一导管构造成被移动通过第一血管,所述第一导管包括:  
导管本体;  
瘘管形成元件,所述瘘管形成元件连接至所述导管本体;和  
一个或多个可膨胀结构,所述可膨胀结构在所述瘘管形成元件的近侧和/或远侧的位置处连接至所述导管本体。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述瘘管形成元件是电极。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述电极从低矮外形构型被弹簧偏压至伸出位置,其中,在所述伸出位置所述电极的至少一部分延伸离开所述导管本体。
13. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述一个或多个可膨胀结构包括一个或多个球囊、可膨胀壳架、网状物、支架或支柱。
14. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述一个或多个可膨胀结构包括一个或多个电极,该电极构造成减少通过血管的一部分的血液流量。
15. 一种用于在两个血管之间形成瘘管的系统,所述系统包括:  
第一导管,所述第一导管构造成被移动通过第一血管,所述第一导管包括导管本体和连接至所述导管本体的瘘管形成元件;  
第二导管,所述第二导管构造成被移动通过第二血管;和

一个或多个对齐特征结构,所述对齐特征结构构造成指示所述第一导管和所述第二导管之间的对齐;

所述第一导管包括第一转接器和连接至所述第一转接器的第一对齐突起;

所述第二导管包括第二转接器和连接至所述第二转接器的第二对齐突起;

所述第一对齐突起和所述第二对齐突起的对齐指示所述瘻管形成元件和所述第二导管的对齐。

16.根据权利要求15所述的系统,其中,所述瘻管形成元件是电极。

17.根据权利要求16所述的系统,其中,所述电极从低矮外形构型被弹簧偏压至伸出位置,其中,在所述伸出位置所述电极的至少一部分延伸离开所述导管本体。

18.根据权利要求15所述的系统,其中,所述一个或多个对齐特征结构包括一个或多个连接至所述第一导管和第二导管的标记。

19.根据权利要求18所述的系统,其中,所述一个或多个标记是回波材料和/或放射照相材料。

## 用于形成瘘管的装置和方法

[0001] 本申请是2011年11月16日在中国专利局提交的申请号为201180065285.1 (PCT/US2011/061026)、名称为“用于形成瘘管的装置和方法”的专利申请的分案申请。

[0002] 对相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2010年11月16日提交的美国临时申请系列号61/414,357的优先权,该申请在此以全文引用的方式并入本文。

### 技术领域

[0004] 本发明涉及用于形成瘘管的装置和方法。该装置和方法可用来在两个血管之间形成瘘管。

### 背景技术

[0005] 瘘管通常是形成在两个内部器官之间的通道。在两个血管之间形成瘘管可具有一个或多个有益功能。例如,在动脉与静脉之间形成瘘管可为血液透析患者提供对脉管系统的介入。具体地,在动脉与静脉之间形成瘘管允许血液在绕开毛细血管的同时在脉管之间快速流动。针、导管或其它插管然后可在瘘管附近插入血管,以从循环系统抽吸血液,使其通过透析机,并使其回到身体。瘘管所提供的加快流动可供用于有效的血液透析。在成熟瘘管中,通过瘘管的流速可为约300-500ml/min,或者可为约300-1500ml/min,或更大。

[0006] 在另一些情形中,瘘管可形成在两个静脉之间以形成静脉-静脉瘘管。这种静脉-静脉瘘管可用于帮助处理门静脉高血压。具体地,肝硬化或其它肝病可导致对经门静脉从肠排出至肝的流动的阻力增大。该增大的阻力可能导致血管的大规模扩张,血管可能自发破裂。为了帮助防止这种不希望的结果,可在门静脉与主支脉之一之间形成瘘管,由此降低门静脉中的静脉血压。因此,可能有用的是找到在两个血管之间形成瘘管的改进的方式。

### 发明内容

[0007] 本文描述了用于在两个或更多血管之间形成瘘管的装置和方法。通常,本文描述的装置包括一个或多个导管。各导管通常包括远端、中间部分和近端。导管的近端可包括可用来控制或操纵导管的一个或多个手柄或转接器。手柄或转接器可包括用于将装置(例如,电引线、导线)或物质(例如,造影流体、灌注流体等)导入导管中的一个或多个端口。手柄或转接器还可包括可用来帮助将一个导管相对于另一个导管对齐的一个或多个对齐突起。

[0008] 在本文描述的导管的一些变型中,导管可包括一个或多个对齐元件,以帮助将一个导管相对于另一导管或相对于解剖结构对齐。对齐元件可以是可帮助在一个或多个血管中对齐一个或多个导管的任何合适的元件或结构。在一些变型中,对齐元件中的一个或多个可包括一个或多个磁性对齐元件。磁性对齐元件可用来帮助使导管移动通过脉管系统,可用来在脉管系统内将两个或更多导管拉拢在一起,或者可用来使两个或更多导管轴向地和/或旋转地对齐。磁性对齐元件可以组织成也可以不组织成一个或多个阵列,并且各磁性对齐元件可具有任何合适的尺寸或形状。在一些变型中,一个或多个磁性对齐元件可呈半

圆柱形、圆柱形或环形。在另一些变型中,一个或多个对齐元件可呈棒形、坯段形或盒形。

[0009] 在另一些变型中,导管可包括一个或多个标记。在这些变型的一部分中,标记可被直接可视化。在这些变型的一部分中,导管可包括沿着其一部分的一个或多个标记带。在另一些变型中,标记可被间接可视化(例如,经由荧光检查、x射线或超声可视化)。在这些变型的一部分中,所述装置可包括可允许一个或多个导管的旋转对齐的一个或多个标记带。

[0010] 在本文描述的装置和方法的一些变型中,导管可包括用于在脉管之间形成瘘管的一个或多个元件。瘘管形成元件可以是适合在两个血管之间形成穿孔的任何机构。例如,在一些变型中,导管可包括一个或多个机械切割元件,例如刀片、针、柳叶刀等。在另一些变型中,导管可包括用于除去或以其它方式气化两个血管之间的组织的一个或多个电极。在一些变型中,电极包括用于除去组织的一个或多个烧蚀表面。在一些变型中,烧蚀表面与导管的表面齐平。在另一些变型中,烧蚀表面可从导管的表面突出。在又一些变型中,烧蚀表面可相对于导管的表面凹进。在又一些变型中,烧蚀表面相对于导管的表面是可调节的。

[0011] 在本文描述的装置和方法的一些变型中,导管可包括一个或多个可膨胀结构。导管可包括任何数量的可膨胀结构(例如,0、1、2、3或更多),并且各可膨胀结构可以是任何合适的可膨胀结构(例如,球囊、可膨胀壳架、网状物等)。可膨胀结构可用来帮助与组织壁并置地安放导管。在另一些变型中,一个或多个可膨胀结构可用来扩张血管的一个或多个部分。在又一些变型中,一个或多个可膨胀结构可用来膨胀或以其它方式修改瘘管的尺寸。在又一些变型中,可膨胀结构可包括一个或多个电极,该电极可被启用以向一个或多个血管传送RF能量,这可限制通过血管的血流流量。另外或可供选择地,可膨胀结构可帮助至少暂时将导管锚定在脉管系统内的特定位置。

[0012] 在一些变型中,导管可包括用于将第一血管的一部分结合或以其它方式固定至第二血管的一个或多个构件。在一些变型中,导管可包括构造成向组织供给电能、超声能量或激光能的一个或多个构件(例如,电极)。在另一些变型中,导管可包括构造成在第一血管与第二血管之间传送粘合剂的一个或多个针。在又一些变型中,导管可构造成将一个或多个倒钩、钉子或其它植入物展开到第一和第二血管的组织中。

[0013] 本文描述了用于在两个血管之间形成瘘管的系统,包括:

[0014] 第一导管,所述第一导管包括导管本体、引线和至少一个对齐元件,其中所述引线能够在低矮外形构型与伸出位置之间移动,在所述伸出位置所述引线的至少一部分延伸离开导管本体。

[0015] 可选地,所述系统还包括第二导管。

[0016] 可选地,所述第二导管包括凹进区域。

[0017] 可选地,所述凹进区域是构造成当所述引线延伸离开所述第一导管的所述导管本体时接纳所述引线的至少一部分的凹窝。

[0018] 可选地,所述第二导管包括至少一个对齐元件,并且其中所述第一导管的至少一个对齐元件和所述第二导管的至少一个对齐元件构造成将所述第一导管和所述第二导管对齐,使得当引线延伸离开所述第一导管的导管本体时所述引线至少部分地进入凹窝。

[0019] 可选地,所述凹窝形成在嵌套材料中,所述嵌套材料被至少部分地容纳于所述第二导管的导管本体内。

[0020] 可选地,所述凹窝形成在电极中,所述电极被至少部分地容纳于所述第二导管的

导管本体内部。

[0021] 可选地,所述凹窝至少部分地由绝缘材料涂层涂覆。

[0022] 可选地,所述涂层为可透过的涂层。

[0023] 可选地,所述引线包括至少部分地容纳于所述第一导管的导管本体的内部的第一节段、从所述第一节段的远端延伸的第一成角度的节段、和从所述第一成角度的节段的远端延伸的第二成角度的节段。

[0024] 可选地,至少一种绝缘材料覆盖所述引线的所述第一节段和所述第一成角度的节段。

[0025] 可选地,至少一种绝缘材料覆盖所述引线的所述第一节段并且部分地覆盖所述引线的所述第一成角度的节段。

[0026] 本文描述了在第一血管与第二血管之间形成瘘管的方法,包括:

[0027] 使第一导管移动到第一血管中,其中所述第一导管包括导管本体、引线和至少一个对齐元件,其中所述引线可在低矮外形位置与伸出位置之间移动,在所述伸出位置所述引线的至少一部分延伸离开导管本体;

[0028] 使第二导管移动到所述第二血管中,其中所述第二血管包括至少一个对齐元件;

[0029] 将所述第一导管和第二导管定位成使得引线与所述第二导管对齐;

[0030] 使所述引线从低矮外形位置移动到伸出位置;以及

[0031] 利用所述引线除去组织以形成所述瘘管。

[0032] 可选地,所述第二导管包括凹窝,其中,定位所述第一导管和第二导管包括使引线与所述凹窝对齐。

[0033] 可选地,所述第二导管包括球囊,并且其中利用所述引线除去组织包括利用所述引线刺穿所述球囊。

[0034] 可选地,所述第一血管为静脉且所述第二血管为动脉。

[0035] 可选地,还包括将接地电极布置在所述第一血管和所述第二血管的外部,并且其中除去组织包括使电流在所述引线与所述接地电极之间通过。

[0036] 可选地,所述引线包括至少部分地容纳于所述第一导管的导管本体的内部的第一节段、从所述第一节段的远端延伸的第一成角度的节段、和从所述第一成角度的节段的远端延伸的第二成角度的节段。

[0037] 可选地,至少一种绝缘材料覆盖所述引线的所述第一节段和所述第一成角度的节段。

[0038] 可选地,至少一种绝缘材料覆盖所述引线的所述第一节段并且部分地覆盖所述引线的所述第一成角度的节段。

[0039] 可选地,所述第一导管包括形状改变元件,并且还包括通过利用所述第一导管的形状改变元件改变所述第一导管的形状来重新定位所述第一血管。

[0040] 可选地,所述第二导管包括形状改变元件,并且还包括通过利用所述第二导管的形状改变元件改变所述第二导管的形状来重新定位所述第二血管。

[0041] 可选地,所述第二导管包括至少一个可膨胀部件,并且其中定位所述第一和第二导管包括使所述第二导管的至少一个可膨胀部件膨胀以保持所述第二导管相对于所述第二血管就位。

[0042] 可选地,所述第一导管包括至少一个可膨胀部件,并且其中定位所述第一和第二导管包括使所述第一导管的至少一个可膨胀部件膨胀以保持所述第一导管相对于所述第一血管就位。

## 附图说明

[0043] 图1A-1C示出了本文描述的导管的一个变型的远侧部分的不同透视图。

[0044] 图2、3、4、5、6A、6B、7A、7B、8示出了本文描述的导管的变型的远侧部分。

[0045] 图9A-9D、10A-10C、11和12示出了包括一个或多个可膨胀部件的本文描述的导管的变型。

[0046] 图13A和13B示出了本文描述的导管的一个变型的近侧部分。

[0047] 图14A示出了包括标记带的导管的一个变型的透视图。图14B示出了标记带的透视图,而图14C和14D示出了标记带的侧视图。

[0048] 图15A和15B示出了本文描述的导管的近侧部分的两个变型。

[0049] 图16A和16B示出了本文描述的导管的另一个变型。

[0050] 图17A和17B示出了外部磁体可借以用来帮助使导管移动通过脉管系统的方法。

[0051] 图18A和18B示出了包括带有平坦烧蚀表面的电极的导管的一个变型。

[0052] 图19、20、21A、21B、22、23、24A和24B示出了本文描述的导管的变型的远侧部分。

[0053] 图25A示出了本文描述的导管的一个变型的远侧部分的局部截面图。图25B-25D示出了图25A的导管的透视图。

[0054] 图26A示出了本文描述的导管的一个变型的远侧部分。图26B示出了具有本文描述的导管的另一个变型的图26A的导管。

[0055] 图27A和27B示出了本文描述的导管的一个变型的两个透视图。图27C和27D示出了安放在血管中的本文描述的导管的一个变型。

[0056] 图28A和29A示出了适合供本文描述的导管使用的电极的两个变型。图28B和29B示出了包括图28A和29A的电极的导管的一个变型。

[0057] 图30、31A-31B、32、33A-33B、34、35A-35B和36示出了本文描述的导管的若干变型。

[0058] 图37A和37B示出了包括刀片的导管的一个变型的截面图。

[0059] 图38A和38B分别示出了包括刀片的导管的一个变型的透视图和截面侧视图。

[0060] 图39A示出了包括刀片的导管的一个变型的透视图。图39B和39C示出了图39A所示的导管的截面侧视图。

[0061] 图40A-40B、41和42示出了用于将第一血管与第二血管结合的装置和方法的变型。

[0062] 图43和44示出了包括光纤的导管的一个变型。

## 具体实施方式

[0063] 本文描述了用于形成瘘管的装置和方法。在一些变型中,所述装置和方法可用来在两个血管形成瘘管(例如,动脉与静脉之间的动静脉瘘管或两个静脉之间的静脉-静脉瘘管)。通常,为了在两个血管之间形成这种瘘管,使一个或多个导管以微创方式经脉管系统移动至目标位置。在一些情形中,可将单个导管安放在血管中以与邻接的血管形成瘘管。在另一些情形中,可使用包括多个导管的系统来形成瘘管。例如,在一些情形中,可将导管安

放两个血管中的每一个中。在这些情形中,应该理解的是,各导管可以具有也可以不具有相同的元件构型,并且一些导管可与其它导管不同和/或互补,如下文将更详细地描述的。

[0064] 本文描述的导管中的一个或结合可用来形成瘘管,如下文将更详细地描述的。通常,各导管将具有近端、远端以及连接近端和远端的中间部分。近端可包括一个或多个转接器或手柄,其可用来帮助协助移动,将导管定位在脉管系统内并控制导管,并且还可用来致动导管的一个或多个构件和/或将一种或多种流体或物质引导到导管中和/或通过导管。该导管可包括可协助瘘管形成的一个或多个元件。在一些变型中,导管的一个或多个部分(例如,远端和/或中间部分)可包括可帮助将导管与定位在有关血管中的另一导管对齐和/或使导管(和血管)靠拢的一个或多个对齐元件(例如,一个或多个磁体)。另外或可供选择地,导管的一个或多个部分(例如,远端和/或中间部分)可包括用于一个或多个形成瘘管的机构。

[0065] 导管还可包括至少部分地沿着或穿过导管延伸的一个或多个内腔或通道,并且可用来使一个或多个导线、一种或多种药物或流体(例如,造影剂、灌注流体)、它们的结合等至少部分地沿着或穿过导管传送。导管的远侧末端可构造成协助导管的移动和/或防止损伤。在一些变型中,末端可包括用于使导管在导线上移动的一个或多个快速交换部分或其它内腔。在又一些变型中,末端部分可具有附接到导管上或以其它方式与导管一体地形成的导线。

[0066] 另外,在一些变型中,导管还可包括可帮助将导管定位在血管内的一个或多个外部可膨胀元件(例如,球囊、可膨胀壳架、网状物等)。另外或可供选择地,一个或多个可膨胀元件可影响通过一个或多个血管的血液流量(例如,通过暂时闭塞通过血管的血流、扩张血管的一个或多个部分、约束血管的一个或多个部分等)。在一些情形中,一个或多个可膨胀元件可用于相对于血管暂时锚定导管的一部分。在导管包括一个或多个形状变化元件的变型中,如下文将更详细地描述的,使用可膨胀元件来相对于血管暂时锚定导管的一部分可协助改变导管的形状。应该理解的是,本文描述的导管可具有前述元件的任意结合,下文将详细描述各元件。

[0067] 图1A-1C示出了适合用于形成瘘管的导管(100)的说明性的变型。具体地,图1A示出了导管(100)的远侧部分(108)的透视图,所述导管具有覆盖导管(100)的至少一部分的套筒(106)。图1B示出了导管(100)的部分透明图,其中套筒(106)被示为部分透明。图1C示出了导管(100)的局部透视图,其中套筒(106)和导管本体被示为部分透明。如这些图中所示,导管(100)可包括具有露出的烧蚀表面(105)和附接到其上的引线(104)的电极(102)。其中还示出了近侧锚定磁体(116)、远侧锚定磁体(118)以及包括第一和第二孔洞(分别地(112)和(114))的快速交换部分(110),下文将更详细地描述其中每一者。为了利用导管(100)来形成瘘管,可将电极(102)的烧蚀表面(105)安放成与目标组织电接触,并且可向电极(102)供给电流以烧蚀或气化组织。下文将更详细地描述单独的导管构件和方法。

[0068] 瘘管形成

[0069] 如上所述,本文描述的导管可包括用于形成瘘管的一个或多个元件。这些瘘管形成元件可采用能够切割、烧蚀、气化、溶解或以其它方式去除邻接的脉管之间的组织的任何结构或机构,例如,一个或多个电气机构(例如,一个或多个电极或电凝止血装置)、一个或多个机械机构(例如,一个或多个切割刀片、柳叶刀、针等)、一个或多个化学机构(例如,一



个或多个酶释放装置)、低温灼烧装置、激光烧蚀装置(例如,一个或多个光纤激光光源)、其结合等。导管可具有任何合适的数量(例如,0、1、2、3、4或更多)和这些瘘管形成元件的结合,并且这些瘘管形成元件可位于导管的任何合适的部分中或其上(例如,远端、中间部分、其结合)。在导管包括两个或更多瘘管形成元件的变型中,多个瘘管形成元件可同时或顺次形成多个瘘管。在另一些变型中,多个瘘管形成元件可互相作用以形成单个瘘管。

[0070] 在使用包括多个导管的系统来在两个血管之间形成瘘管的变型中,每个导管都可包括瘘管形成元件,但无需这样。实际上,在这些变型的一部分中,仅一个导管可包括瘘管形成元件。在这些情形的一部分中,另一导管仍可帮助对齐导管和/或接近血管,但可能未直接有助于组织去除。在多个导管每一个都包括瘘管形成元件的变型中,导管可具有互补的瘘管形成元件。例如,在两个或更多导管包括电极的变型中,如下文更详细地说明的,一个导管可包括充当主动电极的电极,而另一导管可包括充当被动或接地电极的电极。

#### [0071] 电极

[0072] 如上所述,在本文描述的导管的一些变型中,导管可包括用于形成瘘管的一个或多个电极。通常,在这些变型中,导管可包括电极本体和附接到电极本体上以将电极与高频电刀连接的至少一个引线或其它导体。在一些变型中,导线的一个或多个部分可充当用以除去组织的电极。导管可具有任何合适数量的电极(例如,0、1、2、3或更多),并且各电极定位在沿着导管长度的任何合适的部位(即,远端、中间部分等),并且可具有任何合适的尺寸和形状,如下文更详细地说明的。应该认识到,当供直流发电机使用时,电极可充当主动电极(例如,其中电流供给至电极以除去组织)或被动接地电极(例如,其中电流从电极被带走到达接地位置),取决于使用电极的方式。当具有主动电极的导管与具有一个或多个被动接地电极的导管相结合地使用时,电能可具有从主动电极流经介于中间的组织并流向被动电极的趋势。这样,电极对可帮助防止能量损失到周围组织。

[0073] 在一些情形中,一个或多个电极可与电外科发电机、电源或构造成生成交流电的其它波形发电机连接。在这些变型的一部分中,两个或更多电极可与发电机的双极输出部连接。在另一些变型中,一个或多个电极可与发电机的单极输出部连接。在这些变型的一部分中,第一电极附接到发电机的有效输出部上,而电流返回电极(例如,大型金属板或可挠金属垫)可暂时附接到或附着于患者身上并与发电机的电流返回输出部连接。在这些变型的其它变型中,两个或更多电极可附接到发电机的有效输出部上,而电流返回电极可暂时附接到或附着于患者身上并与发电机的电流返回输出部连接。在又一些变型中,第一电极可附接到发电机的有效输出部上,而第二电极可在“焦点单极”构型下附接到发电机的电流返回输出部上。

[0074] 通常,各电极的至少一部分可暴露于周围环境(例如,经导管本体中的一个或多个孔洞或开口)。该暴露的表面可构造成与周围组织(例如,血管壁)或流体相接触,并可充当烧蚀表面使得电流可经由烧蚀表面供给至组织和/或从组织带走,以便于组织的烧蚀或气化。在一些变型中,烧蚀表面可被暂时覆盖(例如,由外壳或管子),以使得烧蚀表面不与组织接触。在这些情形中,可移动或去除临时覆盖,以将烧蚀表面暴露于周围环境。在另一些变型中,烧蚀表面可暂时凹进或被保持在导管内,并且在这些变型的一部分中可从导管移动出来以与组织接触。烧蚀表面无需是可移动的,并且可代之以相对于导管固定。另外或可供选择地,在一些变型中,暴露的电极表面可包括可透过的涂层,该可透过的涂层允许向电

机表面或从电极表面传导电流,同时防止两个电极之间的直接接触,如下文中将更详细地描述的。电极可由任何合适的材料或材料的结合制成。在一些变型中,电极可包括一种或多种耐火金属。例如,电极可包括钨、钼、铌、钽、铯、其结合或合金。

[0075] 电极烧蚀表面可具有适合烧蚀组织的任何形状或尺寸。例如,烧蚀表面可呈卵形、圆形、矩形、三角形、五边形、六边形、多边形、不规则形状等。可供选择地或另外,烧蚀表面可被粗糙化处理或以其它方式形成图案,如下文将更详细地描述的。在烧蚀表面经导管本体中的一个或多个孔洞或开口暴露的变型中,这些孔洞或开口可至少部分地限定烧蚀表面的尺寸和形状。在导管包括嵌套材料的变型中,如下文将更详细地描述的,嵌套材料可至少部分地限定烧蚀表面的尺寸和形状。烧蚀表面的尺寸和形状可有助于确定得到的瘘管的尺寸和形状。烧蚀表面可具有任何合适的长度(例如,约0.0625英寸、约0.1875英寸、约0.05英寸与约0.2英寸之间、约0.05英寸与约0.075英寸之间、约0.15英寸与约0.2英寸之间等)和任何合适的宽度(例如,约0.0313英寸、约0.0625英寸、约0.025英寸与约0.075英寸之间、约0.025英寸与约0.05英寸之间、约0.05英寸与约0.075英寸之间等)。在烧蚀表面呈圆形、圆柱形或半球形的变型中,烧蚀表面可具有任何合适的半径(例如,约0.03英寸、约0.04英寸、约0.05英寸等)。在电极的一部分从导管的一部分伸出的变型中,如下文将更详细地描述的,烧蚀表面可具有任何合适的高度(例如,约0.25mm、约0.5mm、约0.75mm、约1mm、约0.1mm与约1.5mm之间、约0.25mm与约1mm之间、约0.25mm与约0.75mm之间、大于约1.5mm等)。

[0076] 当两个或更多电极被结合用来形成瘘管时,两个或更多电极可具有不同尺寸。例如,在一些变型中,具有较大烧蚀表面(例如,约0.2英寸×约0.05英寸的矩形烧蚀表面)的第一电极可被安放在动脉中,而具有较小烧蚀表面(例如,约0.1英寸×约0.05英寸的矩形烧蚀表面)的第二电极可被安放在静脉中。在这些变型中,当特定功率(例如,40W)的RF信号(例如,正弦波形等)施加至电极以在动脉与静脉之间形成瘘管时,第二电极可凭借其较小的烧蚀表面而具有比第一电极大的电流密度。这可使瘘管的形成在静脉中开始,并经动脉传播。瘘管的定向形成可帮助防止在瘘管未充分形成在动脉与静脉之间的情形中的外渗(例如,血液损失至周围组织)(因为在动脉中开始的局部瘘管形成可具有比在静脉中开始的局部瘘管形成更大的外渗风险)。

[0077] 在一些变型中,烧蚀表面可与导管本体的外表面齐平。图2示出了包括具有烧蚀表面(205)的电极本体(202)的导管(200)的一个这样的变型。还示出了引线(204)、近侧锚定磁体(206)和远侧锚定磁体(208)。如图2所示,烧蚀表面(205)可经导管(200)露出,并且可与导管(200)的外表面大致齐平。虽然在图2中被示为带圆矩形烧蚀表面(205)的圆柱形电极本体(202),但应该认识到,电极本体(202)可具有任何合适地成形的烧蚀表面(205),例如上文提到的那些。虽然导管(200)在图2中被示为包括近侧(206)和远侧(208)锚定磁体,但应该认识到,导管(200)可具有如下文更详细地描述的任何对齐元件或对齐元件的结合,或者可以不包括任何对齐元件。

[0078] 如图2所示,烧蚀表面(205)可与导管(200)齐平,并因此可具有圆形表面。在本文描述的装置的另一变型中,导管可包括电极,其中烧蚀表面的一个或多个部分可以是平直的。例如,图18A和18B示出了具有平直烧蚀表面的导管的两个变型的端视图。图18A示出了包括导管本体(1802)和电极(1804)的导管(1800)的第一变型,电极(1804)包括平直烧蚀表面(1806)。平直烧蚀表面(1806)可帮助提供电极(1804)与组织(未示出)之间更好的组织

并置。具体地,当均包括具有平直烧蚀表面(例如烧蚀表面(1806))的电极的两个导管被安放在不同血管中并靠拢(例如,经由对齐元件或下文更详细地描述的形状改变部件中的一个或多个)时,两个烧蚀表面可使脉管组织至少暂时在其间展平。这可增加展平组织的电绝缘(例如,供给至主动电极的电流在其行进至接地电极时将更容易通过展平组织,而不是损失至其它流体或周围组织),这可有助于瘘管形成。

[0079] 尽管图18A所示的烧蚀表面(1806)的变型可能未与导管本体(1802)的外表面完全齐平,但其中所示的平直烧蚀表面(1806)的平面不会超出导管本体(1802)的边缘突出。然而,在另一些变型中,平直烧蚀表面可凹进到导管本体中,或者可从其突出。例如,图18B示出了包括导管本体(1810)和电极(1812)的导管(1808)的另一个变型,电极(1812)包括平直烧蚀表面(1814)。如其中所示,烧蚀表面(1814)的平面可从导管本体(1810)突出一定距离(x)。该距离(x)可为任何合适的距离,例如约0.25mm、约0.5mm、约0.75mm、约1mm、约0.1mm与约1.5mm之间、约0.25mm与约1mm之间、约0.25mm与约0.75mm之间等。突出的烧蚀表面(1814)可随着导管(1808)被带向另一导管而压入组织中,这可帮助增加组织与烧蚀表面并置,从而可协助组织烧蚀。在一些变型中,电极可构造成使得距离(x)是可调的。例如,在这些变型中,装置(例如,杆件、引线或其它致动机构)的一个或多个部分可调节装置的突出。例如,在一些变型中,距离(x)可在约0mm与约1.5mm之间、约0mm与约1.0mm之间、约0mm与约0.5mm之间、约0.25mm与约0.75mm之间等进行调节。还应该认识到,烧蚀表面可构造成从凹进位置和突出位置移动。

[0080] 在一些变型中,电极的一个或多个烧蚀表面可以形成图案,但无需这样。图28A示出了包括表面(2802)的电极(2800)的第一变型。如其中所示,表面(2802)可以是平直的,并且可由传导材料制成。当电极(2800)与本文描述的导管中的一个或多个联用时,表面(2802)可充当烧蚀表面。例如,图28B示出了包括至少部分地收纳于导管本体(2808)内的嵌套材料(2806)中的电极(2800)的导管(2804)的一个变型。如其中所示,表面(2802)可充当烧蚀表面。应该认识到,虽然图28B示为包括位于电极(2800)的近侧和远侧两者的多个联接磁体(2810)(其将在下文更详细地描述),但应该认识到,导管(2804)可包括如下文更详细地描述的任何合适的对齐元件或对齐元件的结合。

[0081] 图29A示出了包括形成图案的表面(2902)的电极(2900)的第二变型。如其中所示,电极(2900)可包括由传导材料制成的本体(2904)。本体(2904)的第一侧可包括多个通道(2906),其可限定均具有凸起表面(2910)的多个突起(2908)。通道(2906)可至少部分地充填有非传导密封剂材料(未示出),例如像一种或多种陶瓷材料、聚对二甲苯、一种或多种高分子树脂(例如,聚醚酰亚胺、聚醚醚铜、一种或多种酚醛树脂等)、二氧化硅、一种或多种金属氧化物(例如,氧化铝)、它们的组合等。例如,图29B示出了包括至少部分地收纳于导管本体(2915)内的嵌套材料(2913)中的电极(2900)的导管(2912)的一个变型。如其中所示,密封剂材料(2914)可充填电极(2900)的通道,使得密封剂材料(2914)和凸起表面(2910)形成平直的形成图案的表面(2902)。形成图案的表面(2902)可通过导管本体(2915)露出,并且可充当烧蚀表面,如下文将立即描述的。应该认识到,虽然在图29B中被示为包括位于电极(2900)的近侧和远侧两者的多个联接磁体(2916)(其将在下文更详细地描述),但应该认识到,导管(2912)可包括如下文更详细地描述的任何合适的对齐元件或对齐元件的结合。

[0082] 当形成图案的表面(2902)被用作烧蚀表面时,突起(2908)的凸起表面(2910)能够

向组织传导电能,而密封剂材料(2914)可防止或阻止能量流经其中。由于形成图案的表面(2902)仅一部分可经由凸起表面(2910)传导,因此由形成图案的表面(2902)提供的主动电极面积减小。当功率输出施加至电极时,减小的有效电极面积可增大电极的传导部分(例如,电极(2900)的传导凸起表面(2910))上的电流密度。电流可累积在凸起表面(2910)的边缘上,并且增大的电流密度可促进电极之间的电流放电,这可协助组织的烧蚀或气化。

[0083] 虽然在图29A和29B中被示为截面积呈三角形或正方形,但突起(2908)(以及它们的凸起表面(2910))可具有任何合适的截面形状,例如像矩形、梯形、圆形、椭圆形、多边形、具有不规则几何形状的形状等。突起(2908)和通道(2906)可采用任何合适的方式形成。在一些变型中,一个或多个通道可形成(例如,通过切割、蚀刻、雕刻等)在材料块(例如上文关于图28A和28B所述的电极(2800))以限定突起(2908)。在另一些变型中,一个或多个突起可与基部件分开形成,且然后可附接到基部件上。

[0084] 在导管包括平坦烧蚀表面的变型中,平坦烧蚀表面可具有任何合适的截面形状(例如,圆形、椭圆形、三角形、正方形、矩形、五边形、六边形、其它多边形、不规则形状等)。另外或可供选择地,烧蚀表面可被形成图案,例如上文更详细地描述的。图3示出了包括具有从导管(300)突出的六边形烧蚀表面(311)的电极本体(310)的导管(300)的一个变型。其中还示出了近侧锚定磁体(302)、远侧锚定磁体(304)、内腔(308)和同心电导体(314),其中每一者都将在下文更详细描述。另外,虽然平坦烧蚀表面(1806)和(1814)在图18A和18B中分别被示为平行于导管本体(分别地,(1802)和(1804)),但应该认识到,平坦烧蚀表面可相对于导管本体成角度。还应该认识到,电极可具有从导管本体突出但不包括平坦表面的烧蚀表面。例如,在一些变型中,例如在图1A-1C中示出并且上文更详细地描述的导管(100)的烧蚀表面(103),烧蚀表面可呈半球形。

[0085] 在电极本体的一个或多个部分从导管本体突出的变型中,导管的一个或多个部分可渐缩,以帮助减少突出的烧蚀表面(或其边缘)在导管移动通过血管时可能导致的创伤。在一些变型中,烧蚀表面本身可渐缩。在另一些变型中,一个或多个另外的构件如导管本体或电极嵌套材料(如下文将更详细地描述的)可渐缩至烧蚀表面。例如,图4示出了变型导管(400),该导管包括具有从导管(400)的表面突出的烧蚀表面(404)的电极(402)。其中还示出了部分地覆盖电极(402)的嵌套材料(406)。如图4所示,嵌套材料(406)可从导管(400)的表面渐缩至烧蚀表面(404),这可有助于使组织创伤最小化。

[0086] 如上文刚才所述,在一些变型中,电极的一个或多个部分可由嵌套材料至少部分地覆盖或收纳。实际上,在这些变型的一部分中,整个电极本体除烧蚀表面外由嵌套材料覆盖。嵌套材料可用于多个有用目的。如上文刚才所述,嵌套材料可有助于防止电极在导管移动通过血管时对组织造成的损伤。在一些变型中,嵌套材料可保持电极相对于导管的一个或多个其它元件(例如,一个或多个对齐元件等)就位。另外,在一些情形中,嵌套材料可将电极本体与周围组织或导管的其它部分隔离,这可保护或屏蔽导管的其它部分。例如,由嵌套材料提供的隔热可保护其它导管构件免受电极可能生成的热。另外或可供选择地,由嵌套材料提供的电绝缘可帮助使向导管的其它部件或周围组织的血流损失最小化。嵌套材料可由任何耐热和/或不导电的材料制成。合适的嵌套材料的示例包括但不限于陶瓷材料、聚对二甲苯、一种或多种高分子树脂(例如,聚醚酰亚胺、聚醚醚酮、一种或多种酚醛树脂等)、二氧化硅、一种或多种金属氧化物(例如,氧化铝)、它们的结合等。在一些情形中,嵌套材料

可固体加工或可模塑。在另一些情形中,嵌套材料可被等离子喷镀、涂覆或以其它方式淀积在电极的一个或多个部分上。还应该认识到,在电极的一个或多个部分可相对于导管移动的变型中,嵌套材料可以也可以不相对于导管移动。嵌套材料和电极可以一致地移动,但无需这样。在这些变型的一部分中,嵌套材料的一块或多块/一个或多个部分可随电极移动,而嵌套材料的一块或多块/一个或多个部分相对于导管保持固定。另外,嵌套材料可构造成容纳或以其它方式保持一个或多个对齐元件(例如,一个或多个磁体),如下文将更详细地描述的。

[0087] 在一些变型中,嵌套材料可提供定向散热,使得热离开烧蚀表面的边缘被引向烧蚀表面的中心。例如,嵌套材料可由各种具有不同传热特性的材料制成,其中烧蚀表面的边缘附近的嵌套材料可由抵抗传热的材料制成,而烧蚀表面的中心附近的嵌套材料可由具有有效传热特性的材料制成。边缘与烧蚀表面的中心之间的中间位置可具有中间传热特性。可供选择地,嵌套材料可由密度从烧蚀表面的边缘到中心变化的单一材料制成,例如边缘区域的材料可具有比中心区域的材料的密度大的密度。任何合适的热和/或电流嵌套材料和构型可用来引导或以其它方式调节可为启用电极的结果的温度和/或电流。

[0088] 如上所述,嵌套材料可帮助将电极本体的一个或多个部分与周围组织屏蔽或隔离。尽管导管本体可覆盖嵌套材料的一个或多个部分,但导管本体无需这样。例如,图19示出了导管(1900)的一个变型。其中示出了远侧导管本体(1902)、近侧导管本体(1904)以及容纳电极(1908)和联接磁体(1910)的嵌套材料(1906)。在这些变型中,近侧(1904)和远侧(1902)导管本体可附接到嵌套材料(1906)上,使得嵌套材料(1906)的至少一部分的圆周未被导管本体覆盖。在这些变型中,嵌套材料(1906)和电极(1908)的直径可增大,这可允许在不增大导管(1900)的总直径的情况下扩大电极(1908)的烧蚀表面的尺寸。

[0089] 在本文描述的导管的另一些变型中,烧蚀表面可至少一部分地凹进到导管的表面中。在一些情形中,电极表面与血管壁之间的直接接触可能在组织烧蚀期间在表面上产生碳沉积。因此,凹进的烧蚀表面可有助于烧蚀组织,同时通过提供烧蚀表面与血管壁之间的间距而使烧蚀表面上的碳堆积最小化。具体地,当导管靠置在血管壁上时,血液或其它流体可被暂时截留在凹进部分内。血液可提供有效的传导介质以有助于向血管壁传递烧蚀能量而不在烧蚀表面上堆积碳,这可有助于防止或以其它方式减轻电极的老化。图5示出了包括具有凹进的电极烧蚀表面(504)的电极(502)的导管(500)的一个变型。其中还示出至少部分地覆盖电极(502)的嵌套材料(506)。如上所述,嵌套材料(506)可有助于将烧蚀表面(504)和电极(502)与导管(500)的其余构件分离和隔离。孔洞的尺寸、形状和深度可部分由待被保持或以其它方式截留在导管(500)的凹进部分中的血液的期望体积决定。

[0090] 应该认识到,尽管在以上变型中被示为具有单个烧蚀表面,但本文描述的电极可具有多于一个烧蚀表面。各电极可具有一个、两个、三个、四个或更多烧蚀表面,并且各烧蚀表面可相对于导管本体具有任何合适的布置。例如,在一些变型中,电极可具有位于导管的第一侧的第一烧蚀表面和沿着导管的第一侧位于第一烧蚀表面的远侧或近侧的第二烧蚀表面。根据第一和第二烧蚀表面之间的间距,这可有助于形成两个瘘管,或一个扩大的瘘管。在另一些变型中,两个或更多烧蚀表面可位于导管的不同侧,例如,第一烧蚀表面可位于导管的一个部分上,而第二烧蚀表面可定位成与第一烧蚀表面成约 $10^{\circ}$ 、约 $20^{\circ}$ 、约 $30^{\circ}$ 、约 $45^{\circ}$ 、约 $60^{\circ}$ 、约 $90^{\circ}$ 、约 $120^{\circ}$ 、约 $150^{\circ}$ 、约 $200^{\circ}$ 、约 $300^{\circ}$ 等。

[0091] 另外,在一些变型中,电极本体的至少一部分可被收纳于嵌套材料的内部。在这些变型中,电极的被收纳部分可具有任何合适的尺寸或形状。例如,在图2所示的导管(200)的变型中,电极本体(202)包括被收纳于导管本体内的圆柱形部分(204)。可供选择地,被收纳部分可呈长形,具有矩形、三角形、椭圆形、卵形、多边形或不规则截面。在又一些变型中,电极的被收纳部分可为半圆柱体、四分之一圆柱体或圆柱体的另一合适的分数部分。例如,图6A示出了导管(600)的一个这样的变型,所述导管包括具有烧蚀表面(603)的电极本体(602)、引线(605)、近侧锚定磁体(604)、远侧锚定磁体(606)和内腔(608)。在此变型中,电极本体(602)的被收纳部分可呈半圆柱形。具有半圆柱形电极本体的变型可允许其穿过内腔(608),如将更详细地描述。在另一些变型中,电极可具有贯通其的孔洞,使得导管的内腔可穿过其中。例如,在图3所示并在下文更详细地描述的导管(300)的变型中,导管本体(310)被示为具有限定在其中的孔洞,使得内腔(308)可穿过电极本体(310)。

[0092] 虽然许多上述导管变型被图示为具有相对于导管本体固定地附接的电极,但应该认识到,本文描述的电极(或其一个或多个部分)也可以是可调节的或可以以其它方式相对于导管本体移动。例如,电极可定位成使得其烧蚀表面可随着导管经血管移动到目标部位而与导管基本齐平或凹进到导管内,并且随后可调节以从导管本体突出。在一些情形中,整个电极本体都可以是可调节的,而在另一些情形中,电极仅一部分是可调节的。可使用任何合适的机构来调节电极,例如弹簧机构。

[0093] 图7A和7B示出了包括可移动电极(702)和套筒(704)的导管(700)的一个变型。如其中所示,电极(702)可包括弹簧丝电极,该弹簧丝电极可在收回构型与突出构型之间移动,在所述收回构型中,电极(702)被保持在导管内(如图7A所示),在所述突出构型中,电极(702)从导管(700)的表面突出(如图7B所示)。所述电极(702)可以或者可以不被自然偏压成从导管突出。当电极(702)被自然偏压成从导管突出时,例如在图7A和7B所示的变型中,可使用一结构来将电极(702)保持或维持在收回构型中。例如,可使用套筒(704)来控制电极(702)的突出。套筒(704)可向远侧移动以将电极(702)保持在收回构型下,如图7A所示。套筒(704)然后可向近侧收回以暴露电极(702),电极然后可自然移动至突出构型,如图7B所示。电极(702)可从导管(700)的表面突出任何合适的量(例如,约0.1mm至约1mm之间、约0.25mm、约0.5mm、约0.75mm、约1.0mm等)。

[0094] 虽然在图7A和7B中被示为被自然偏压成突出构型,但电极可在收回构型与突出构型之间手动调节。例如,图8示出了具有可由线(804)致动的叶片弹簧电极(802)的导管(800)的一个这样的变型。如其中所示,线(804)可以可滑动地设置在杆件(806)内。线(804)的移动可使电极(802)在收回构型与突出构型之间转变。电极(802)的突出量可至少部分由线(806)的移动量决定,从而允许对用户电极的展开进行另外的控制。在另一些变型中,线(804)可附接到杆件(806)上,并且杆件(806)可在导管(800)内移动以使线(804)移动或收回。在这些变型中,电极(802)的突出量可至少部分由杆件(806)的移动量决定。

[0095] 在电极包括弹簧电极或另一可展开电极的变型中,电极的一个或多个部分可由诸如上文描述的嵌套材料覆盖。图20示出了包括可展开电极(2002)的导管(2000)的一个这样的变型。如其中所示,导管(2000)可包括导管本体(2001)、电极(2002)和远侧联接磁体阵列(2004)。电极(2002)的至少一部分可被覆盖/涂覆有绝缘材料(2006),使得电极(2002)的未覆盖部分(2008)可充当烧蚀表面。电极(2002)的绝缘部分可以以任何合适的方式(例如,等

离子喷镀、火焰处理(flame spring)、浸渍涂覆等)涂覆,并且绝缘材料(2006)可以是任何合适的材料,例如上文描述的嵌套材料中的一种或多种。杆件、加强的引线或其它致动机构(未示出)可用来使电极(2002)在电极(2002)被收纳于导管本体(2001)内或与其齐平的低矮外形构型(未示出)与如图20所示的展开构型之间。为使电极(2002)移动至展开构型,致动机构可压缩电极(2002)使得其弯曲、挠曲或其它方式变形离开导管本体(2002)。还应该认识到,在一些情形中,电极(2002)可自然弯曲或挠曲离开导管本体(2001),并且可使用致动机构(或套筒)来使电极(2002)移动至低矮外形的构型。

[0096] 在导管包括可展开电极的变型中,应该认识到,电极的一个或多个烧蚀表面可形成图案,如上文更详细所述。图30示出了包括可展开电极(3002)的导管(3000)的这种变型。如其中所示,导管可包括具有第一电极部分(3003)和第二形成图案的电极部分(3004)的电极(3002)、导管本体(3006)、以及收纳联接磁体(3010)并具有轨道(3012)的嵌套材料(3008)。电极(3002)可从收回位置移动,在所述收回位置中,电极(3002)被容纳在嵌套材料(3008)的轨道(3012)内。为了展开电极(3002),第一电极部分(3003)可构造成弯曲或挠曲离开导管本体(3006),与上文关于图20所述的电极(2002)相似。第二电极部分(3004)可附接到第一电极部分(3003)上,使得第二电极部分(3004)在第一电极部分(3003)弯曲或挠曲离开导管本体(3006)时从导管本体(3006)延伸。第二电极部分(3004)可包括一个或多个形成图案的表面,例如上文关于图29A和29B所述的电极(2900)的形成图案的表面(2902)。在一些变型中,第一电极部分(3003)的至少一部分可被覆盖或以其它方式涂覆有一种或多种绝缘材料,例如上述嵌套材料中的一种或多种。虽然在图30中被示为具有位于电极(2900)的远侧的两个联接磁体(3010),但应该认识到,导管(3000)可包括任何对齐元件或对齐元件的结合,例如下文更详细地描述的那些。

[0097] 如上所述,在导管包括电极的变型中,电极可另外包括线或其它传导结构,其可将电极与电流源或地面源电连接以向电极或从电极运送电流。在一些变型中,如下文将更详细地描述,线或传导结构的一个或多个部分可充当用于烧蚀组织的电极。线可设置在导管内侧、导管外侧或其结合。在线设置在导管外部的一些变型中,线可嵌埋在导管的壁中,沿着导管的外表面附接,和/或至少部分地由外壳或另一种非传导材料(例如如上文更详细地描述的一种或多种嵌套材料)覆盖。例如,在图1A-1C所示并且下文更详细地描述的导管(100)的变型中,线(104)可至少部分地沿着导管的外表面定位。如其中所示,线还可通过套筒(106)与周围组织隔离。

[0098] 在另一些变型中,线可至少部分地设置在导管内。在这些变型的一部分中,线可包括可设置在所述装置的一个或多个部分周围的同心电导体。例如,在图3所示且上文更详细描述的导管(300)的变型中,同心电导体(314)可与电极(310)连接。如其中所示,同心电导体(314)可设置在内腔(308)的一部分周围。同心电导体(314)可以是也可以不是编织材料,并且可由任何合适的传导材料如铜、金、铂等制成。

[0099] 在一些变型中,线可通过诸如聚对二甲苯、陶瓷、聚四氟乙烯、聚醚醚酮、氟化乙丙烯等非传导材料电绝缘。电绝缘可用于多个有用的目的。在一些情形中,绝缘可有助于防止线带来的电流损耗。在另一些情形中,绝缘可保护线以免意外与组织或装置的其它构件接触。应该认识到,任何本文描述的导管可包括任何电极或电极的结合、任何线或传导材料、和/或任何如上所述的绝缘或嵌套材料。



[0100] 线可与一个或多个发电机可操作地连接以向电极供给RF能量。发电机可向电极供给能够除去组织的任何合适的电流。在一些变型中,发电机可构造成供给约10W与约300W之间的电力。在另一些变型中,发电机可构造成供给约100W与约200W之间的电力。在一些变型中,发电机可构造成生成脉冲电流。在这些变型的一部分中,脉冲电流的振幅可在脉冲之间变化。在另一些变型中,发电机可构造成生成交流电。在这些变型中,一个或多个电极可附接到发电机的双极或单极输出部上,如上文更详细所述。在发电机构造成生成交流电的变型中,电流可具有任何合适的频率范围,例如约300kHz至约9.5MHz。还应该认识到,发电机可构造成提供多个功率输出。例如,在一些变型中,发电机可构造成供给用以熔化血管组织的第一输出(如下文将更详细地描述的),并且可构造成供给用以除去或气化组织的第二输出。

[0101] 如上所述,引线的的一个或多个部分可充当用于烧蚀或气化组织的电极。例如,图21A和21B示出了导管(2100)一个这样的变型。如其中所示,导管(2100)包括远侧导管本体(2102)、近侧导管本体(2104)、包括联接磁体(2108)和轨道(2110)的嵌套材料(2106)、以及引线(2112)。在这些变型中,引线(2112)的至少一部分可未被覆盖(例如,未经由一个或多个绝缘涂层、嵌套材料、或其它非传导材料电绝缘),使得引线(2112)的露出部分可充当烧蚀表面,电流可从该烧蚀表面传送以烧蚀、气化或以其它方式去除组织。另外,引线(2112)的远侧部分可被偏压离开导管(2100),并且可在三个位置之间移动。在第一位置(未示出)中,引线(2112)可被保持或以其它方式收纳于导管(2100)内,这可允许导管(2100)以低矮的外形移动通过脉管系统。引线(2112)接着可移动(或在一些情形中,退回),使得引线(2112)的偏压使得引线(2112)的远侧部分经轨道(2110)从导管(2100)向外突出,如图21A所示。在一些情形中,该偏压可驱迫或以其它方式将引线(2112)压靠在血管组织(未示出)上。电流然后可供给至引线(2112)以除去血管组织。随着血管组织被除去,引线(2112)的偏压可继续驱迫引线(2112)的远侧部分通过组织,此处其可在邻接的血管中与第二导管的一个或多个部分(例如像包括诸如上述的平坦烧蚀表面的电极)接触。另外,引线(2112)可在烧蚀期间进一步移动(或退回)以使引线(2112)移动到第二位置,如图21B所示。随着引线(2112)移动,其可移过血管组织以烧蚀组织中的管道或通路,这可有利于瘘管的形成。在烧蚀之后,引线(2112)接着可回到其原始的低矮外形构型(或不同的低矮外形构型),并且导管可被重新定位或移除。

[0102] 图31A和31B示出了导管(3100)的另一个变型。具体地,图31A示出了包括导管本体(3102)、带有轨道(3106)的嵌套材料(3104)、联接磁体(3108)和成形引线(3110)的导管(3100)的透视图。图31B示出了导管本体(3102)被移除的导管(3100)。图31B中还示出了锚定磁体(3112)。与上文关于图21A和21B所述的引线(2112)相似,引线(3110)的至少一部分可未被覆盖并因此可充当用以烧蚀或气化组织的烧蚀表面。另外,引线(3110)的远侧部分可构造成偏压离开导管(3100),并且可在三个位置之间移动。在第一位置(未示出),引线(3110)可被保持或以其它方式收纳在导管(3100)内(例如,嵌套材料(3104)和/或导管本体(3102)内),这可允许导管(3100)以低矮外形移动通过脉管系统。引线(3110)接着可退回(或在一些情形中,移动),使得引线(3110)的偏压可使引线(3110)的远侧部分偏压离开导管本体(3102),如图31A和31B所示。如其中所示,引线(3110)可包括至少部分地收纳于导管本体(3102)内的第一节段(3114)、从第一节段(3114)的远端延伸的第一成角度的节段



(3116)、和从第一成角度的节段(3116)的远端延伸的第二成角度的节段(3118)。第一成角度的节段(3116)可以以第一角度( $\theta_1$ )从第一节段(3114)延伸,使得当引线(3110)偏压离开导管本体(3102)时,第一成角度的节段(3116)以第一角度( $\theta_1$ )离开导管本体(3102)成角度。第一角度( $\theta_1$ )可为任何合适的角度(例如,约30度、约45度、约60度、约30度与约60度之间、约15度与约75度之间等)。第二成角度的节段(3118)可以以第二角度( $\theta_2$ )相对于第一成角度的节段(3116)成角度。第二角度( $\theta_2$ )可为任何合适的角度(例如,约100度、约135度、约170度、约100度与约170度之间等)。在图31A和31B所示的变型中,引线(3110)可构造使得当引线(3110)偏压时,第二成角度的部分(3118)大致平行于导管本体(3102)的纵向轴线,并以距离(x)与导管本体(3102)分离。距离(x)可为适合在烧蚀期间至少部分地延伸穿过脉管组织的任何值(例如,小于1mm、约1mm与约2mm之间、约1mm与约3mm之间、大于约4mm等)。

[0103] 当导管(3100)被安放在血管(未示出)的内部并且引线(3110)从导管(3100)伸出时,引线(3110)的第一(3116)和第二(3118)成角度的区段可被偏压到血管的组织中。当引线(3110)被用来烧蚀组织时,这一偏压可使引线(3110)压穿或以其它方式烧蚀血管组织。随着引线(3110)穿过血管组织,其可与安放在邻接的血管中的第二导管(未示出)的一个或多个部分接触,如下文将更详细地描述。在一些变型中,引线(3110)在烧蚀期间可被进一步退回(或移动),以使引线(3110)相对于导管滑动到第三位置(未示出)。随着引线(3110)移动,其可移过血管组织以烧蚀组织中的管道或通路,这可有利于瘘管的形成。在烧蚀之后,引线(3110)接着可回到低矮外形(例如,通过相对于导管本体(3102)退回引线(3110),并且可重新定位或移除导管。

[0104] 引线(3110)的一个或多个部分可被涂覆或以其它方式覆盖有一种或多种绝缘材料。例如,如图31A和31B所示,绝缘材料(3122)可至少部分地覆盖引线(3110)。绝缘材料可覆盖引线的任何合适的部分。例如,在图31A和31B所示的变型中,绝缘材料(3122)可覆盖第一节段(3114)和第一成角度的节段(3116),但不覆盖第二成角度的节段(3118)。在另一些变型中,绝缘材料(3122)可覆盖第一节段(3114)且仅部分地覆盖第一成角度的节段(3116),使得第二成角度的节段(3118)和第一成角度的节段(3116)的一部分保持未被覆盖。在这些变型中,第二成角度的节段(3118)和第一成角度的节段(3116)的未覆盖部分可充当烧蚀表面。当绝缘材料(3122)覆盖引线(3110)的多个节段时,相同材料可覆盖每个节段,或者不同绝缘材料可覆盖不同节段。绝缘材料(3122)可包括任何合适的材料,例如上文描述的那些。在一些变型中,绝缘材料(3122)可包括聚醚醚酮。

[0105] 图32示出了包括引线(3202)的导管(3200)的另一个变型,所述引线具有第一节段(3204)、第一成角度的节段(3206)和第二成角度的节段(3208)。如其中所示,导管(3200)可包括具有凹进区域(3212)的导管本体(3210)。导管(3200)可包括延伸穿过导管本体(3210)的内腔(3214)或其它通道。内腔(3214)可在凹进区域(3212)的远近两侧延伸穿过导管本体(3210),或者可仅在凹进区域(3212)的近侧延伸穿过导管本体(3210)。与上文关于图31A和31B所述的引线(3110)一样,引线(3202)的至少一部分未被覆盖,并且引线(3202)可从低矮外形构型和第一成角度的节段(3206)离开第一节段(3204)和导管本体(3210)成角度的被偏压构型移动。当处于低矮外形构型下时,第一(3206)和第二(3208)成角度的节段可被至少部分地约束在内腔(3214)内。在一些变型中,第一成角度的节段(3206)和/或第二成角度的节段(3208)的至少一部分可被暂时收纳于内腔(3214)的在凹进区域(3212)远侧的部分

中。在这些变型中,引线(3202)可相对于导管本体(3210)退回,以从内腔(3214)释放第一成角度的节段(3206)和第二成角度的节段(3208),这可允许这些节段如上所述离开导管本体(3210)偏压。在另一些变型中,第一成角度的节段(3206)和/或第二成角度的节段(3208)的至少一部分可被暂时收纳于内腔(3214)的在凹进区域(3212)近侧的部分中。在这些变型中,引线(3202)可退回以从内腔(3214)释放第一成角度的节段(3206)和第二成角度的节段(3208)。

[0106] 如图32所示,绝缘材料(3216)(例如上述绝缘材料中的一种或多种)可覆盖第一节段(3204)并可部分地覆盖第一成角度的节段(3206),从而使第二成角度的节段(3208)和第一成角度的节段(3206)的一部分露出。在一些变型中,一种或多种绝缘材料还可部分地覆盖第二成角度的节段(3208),但无需这样。第一(3206)和第二(3208)成角度的节段的露出部分可充当烧蚀表面以烧蚀或气化组织。导管本体(3210)还可包括一种或多种绝缘嵌套材料(未示出)或涂层,其可有助于保护导管本体(3210)免受且在一些情形中再定向在烧蚀期间由引线(3202)产生的热量和能量。

[0107] 另外,在一些变型中,引线(3202)可在烧蚀期间进一步退回(或移动)以使引线(3202)相对于导管滑动。随着引线(3202)移动,其可移过血管组织以烧蚀组织中的管道或通路,这可有利于瘘管的形成。在烧蚀之后,引线(3202)接着可例如通过使引线(3202)退回使得第一成角度的节段(3206)和第二成角度的节段(3208)被拉入内腔(3214)中而回到低矮外形。

[0108] 如上所述,在一些变型中,第一导管的电极的烧蚀表面的一个或多个部分可在烧蚀期间延伸或以其它方式移动通过血管组织。当第二导管被安放在邻接的血管中时,这种移动通过血管组织可使烧蚀表面与第二导管的一个或多个部分接触。当第二导管包括具有露出的传导表面的电极时,各导管的电极之间的直接接触可使能量源(例如,电外科发电机)切断或以其它方式停止组织烧蚀。在另一些情形中,第一导管的电极与第二导管之间的接触可能损坏第二导管的一个或多个构件。因此,在一些变型中,可能希望将导管构造成包括一个或多个区段,该区段可适应与主动电极的接触而不停止烧蚀或以其它方式损坏导管的一个或多个部分。

[0109] 图33A和33B示出了导管(3300)一个这样的变型。如在图33A中所示,导管(3300)可包括导管本体(3302)、带有凹窝(3306)的嵌套材料(3304)、联接磁体(3308)和电极(3310)。图33B示出了导管本体(3300)被移除的导管(3302)。其中另外示出了锚定磁体(3312)。通常,凹窝(3306)可构造成接纳来自第二导管的电极的一部分。例如,当导管(3300)被安放在血管(未示出)内且第二导管被安放在邻接的血管中时,导管(3300)可相对于第二导管定位成使得凹窝(3306)可与第二导管的电极(未示出)对齐。对齐可归因于导管(3300)的对齐元件(例如,联接磁体(3308)和/或锚定磁体(3312))与第二导管对应的对齐元件之间的吸引,如下文将更详细地描述的。在烧蚀期间,第二导管的电极可通过血管之间,此处其可由凹窝(3306)接纳。嵌套材料(3304)可由绝缘材料形成或涂覆有绝缘材料,使得由电极传送的能量由于电极被凹窝(3306)接纳而不会损坏导管(3300)。

[0110] 凹窝(3306)可构造成接纳任何合适的电极,如上文更详细地描述的。例如,在一些变型中,凹窝(3306)可构造成接纳诸如上文关于图21A和21B所述的导管(2100)的线(2112)、上文关于图31A和31B所述的导管(3100)的引线(3100)、上文关于图32所述的引线

(3202)等引线的一部分。例如,在一些变型中,导管(3300)和(3100)的联接磁体和锚定磁体可构造使得当导管(3300)和(3100)被安放在邻接的血管中时,导管(3300)的凹窝(3306)可相对于轨道(3106)大致对齐。当引线(3110)移动(或退回)使得引线(3110)的远侧部分从轨道(3106)被偏压出来时,可启用引线(3110)以烧蚀脉管组织,如下文更详细地描述的。随着引线(3110)穿过组织烧蚀,引线(3110)的一个或多个部分(例如,第二成角度的部分(3118))可进入凹窝(3306)或以其它方式由凹窝(3306)接纳。

[0111] 虽然在图33A和33B中被示为具有电极(3310),但导管(3300)无需包括任何电极。在确实包括电极(3310)的变型中,电极(3310)可充当用于第二导管的主动电极(例如,上述导管(3100)的引线(3110))的被动接地电极或反之亦然,这可有助于组织烧蚀。虽然在图33A和33B被示为具有两个电极(3310),但应该认识到,本文描述的导管可包括任何合适数量的电极(例如,0、1、2、3或更多电极)。例如,图34示出了包括单个电极(3402)的导管(3400)的一个这样的变型。其中还示出了导管本体(3404)以及带有凹窝(3408)并收纳电极(3402)和联接磁体(3410)的嵌套材料(3406)。凹窝(3408)可构造成为接纳第二导管的电极的一个或多个部分,如上文更详细地描述的。虽然在图34所示的导管(3400)的变型中电极(3402)位于凹窝(3408)的近侧,但在另一些变型中,电极(3402)可定位在凹窝(3408)的远侧。

[0112] 在一些变型中,导管可包括形成在电极中的凹窝。图35A和35B示出了导管(3500)一个这样的变型。如图35A所示,导管可包括导管本体(3501)和嵌套材料(3502)。嵌套材料(3502)可将电极(3504)和联接磁体(3506)收纳于其中。图35B示出了导管本体(3501)被移除的导管(3500),并且还示出了锚定磁体(3510)。凹窝(3508)可形成在电极(3504)中,并且可构造成为接纳来自第二导管的电极的一部分。在一些变型中,凹窝(3508)可通过在凹窝(3508)的表面上淀积一个或多个绝缘涂层(例如,耐火金属氧化物涂层)而电和/或热绝缘,这可在凹窝(3508)不提供直接电连接的情况下允许凹窝(3508)接纳和接触电极的至少一部分。在另一些变型中,凹窝(3508)可构造成为允许在不与外部电极物理接触的情况下通过其中的导电。例如,在这些变型的一部分中,凹窝(3508)可被覆盖或以其它方式涂覆有可透过的绝缘涂层(例如,可透过的金属氧化物涂层)。当凹窝(3508)接纳电极(例如,上述引线电极中的一个或多个)时,可透过的涂层可允许在电极与电极之间未直接物理接触的情况下经凹窝(3508)导电,这可防止短路或烧蚀中断。

[0113] 另外,虽然刚才描述的导管的变型均包括用于接纳来自第二导管的电极的凹窝,但应该认识到,本文描述的导管无需包括凹窝。实际上,在一些变型中,该装置的一个或多个部分可电绝缘或部分地电绝缘,以允许与第二导管的一个或多个电极直接接触。例如,图36示出了导管(3600)一个这样的变型。如其中所示,导管(3600)可包括导管本体(3602)和嵌套材料(3604)。嵌套材料(3604)可将电极(3606)和联接磁体(3608)收纳于其中。电极(3606)还可包括一个或多个被涂覆的节段(3610)。被涂覆的节段(3610)可包括绝缘涂层(如上文更详细地描述的)或部分绝缘涂层(例如,如上文刚才描述的可穿透涂层)。导管(3600)可与第二导管(未示出)交互,使得当导管被安放在邻接的血管中时,第二导管的电极可在烧蚀期间延伸穿过脉管组织并与被涂覆的节段(3610)接触而不损坏装置或使装置短路。虽然图36所示的电极(3606)的被涂覆的节段(3610)可相对于电极的其余部分凹进,但还应该认识到,在一些变型中,被涂覆的节段(3610)可相对于电极(3606)的未被涂覆的

部分齐平。

#### [0114] 机械切割元件

[0115] 在一些变型中,导管可包括一个或多个机械切割元件。例如,在一些变型中,导管可包括刀片,该刀片可移动或以其它方式从导管伸出以切割或以其它方式割断组织。图22示出了包括嵌套材料(2201)的导管(2200)一个这样的变型,所述嵌套材料包括轨道(2202)和刀片(2204)。刀片(2204)可具有任何合适的形状和构型(例如,单刃、双刃、尖的、圆的等)。刀片(2204)可以可旋转地、可平移地或以其它方式联接到导管(2200),使得其可穿过轨道(2202)展开以切割或以其它方式割断组织。在一些变型中,刀片(2204)可构造成相对于导管(2200)振荡以切割或以其它方式割断组织。刀片(2204)可通过任何合适的机构(例如,一个或多个机械致动器、基于磁体的致动器、电子致动器等)展开,并且可退回到轨道(2202)中以允许导管的低矮外形移动或退回。在如下文将更详细地描述的一些变型中,刀片(2204)可被用来刺破或刺穿另一血管中对应的导管中的一个或多个球囊。另外,在一些变型中,刀片(2204)可与电外科发电机电连接,使得刀片(2204)可充当电极,比如上文更详细地描述的那些电极。

[0116] 图37A和37B示出了导管(3700)的一个变型的截面透视图,并且示出了刀片(3702)可借以从导管(3700)移动出来的机制。导管(3700)可包括导管本体(3705)中的凹部(3704)。刀片(3702)可从刀片(3702)被收纳于凹部(3704)中的低矮外形构型(如图37A所示)移动到刀片(3702)从凹部(3704)移动出来的切割构型(如图37B所示)。导管(3700)可包括旋转臂部(3706)和致动线(3708),其可有助于使刀片(3702)在收回构型与切割构型之间移动,如下文将更详细地描述的。图37A和37B中还示出了位于刀片(3702)的近侧和远侧的联接磁体(3710),不过应该认识到,导管(3700)无需包括任何对齐元件或者可包括如下文更详细地描述的任何合适的对齐元件或对齐元件的结合。

[0117] 如图37A和37B所示,旋转臂部(3706)可在旋转臂部(3706)的第一端或附近的第一枢转点(3712)与刀片(3702)枢转地连接,并且还可在旋转臂部(3706)的第二端或附近的第二枢转点(3714)与导管本体(3705)枢转地连接。本文描述的枢转点可包括允许两个部件之间的旋转移动的一个或多个销、突起、其它结构。例如,如图37A和37B所示,第二枢转点(3714)可包括销(3716)。在一些变型中,第二枢转点(3714)还可构造成沿着导管本体(3705)的纵向轴线移动。例如,第二枢转点(3714)的销(3716)可以可滑动地设置在导管本体(3705)内的轨道(3718)中,使得销(3716)相对于轨道(3718)和导管本体(3705)既可旋转又可滑动。刀片(3702)还可在第三枢转点(3720)与导管本体(3705)枢转地连接。另外,致动线(3708)可在其第二端或附近与旋转臂部(3706)连接。例如,在图37A和37B所示的导管(3700)的变型中,致动线(3708)可附接到销(3716)的一部分上。

[0118] 致动线(3708)可被操纵以使刀片(3702)在收回位置(如图37A所示)与伸出的切割位置(如图37B所示)之间移动。致动线(3708)可相对于导管(3702)的纵向轴线向近侧被拉动,这可使第二枢转点(3714)相对于导管本体向近侧滑动。随着第二枢转点(3714)朝第三枢转点(3720)向近侧移动,旋转臂部(3706)和刀片(3702)均可旋转离开导管本体(3705),如图37B所示。当导管(3700)被安放在血管中时,刀片(3702)旋转到切割位置中可使刀片(3702)切割或以其它方式割断脉管组织。为使刀片(3702)回到收回位置,致动线(3708)可相对于导管(3700)向近侧移动,这可使第二枢转点(3714)移动离开第三枢转点(3720),这

可使旋转臂部(3706)和刀片(3702)朝导管本体旋转返回。还应该认识到,在一些变型中,导管(3700)可构造成使得致动线的远侧移动指示旋转臂部(3706)和刀片(3702)使刀片旋转至伸出位置,而致动线向近侧退回致使旋转臂部(3706)和刀片(3702)使刀片(3702)旋转到收回位置。

[0119] 图38A和38B示出了包括刀片(3802)的导管(3800)的另一个变型。如图38A中的透视图所示,导管(3800)可包括导管本体(3804)和导管本体(3804)中刀片(3802)可延伸穿过的凹部(3806)。其中还示出了位于凹部(3806)两侧的导向板(3810),以及致动线(3814)。图38B示出了沿着导管(3800)的纵向轴线截取的截面侧视图。如其中所示,刀片(3802)可在枢转点(3812)枢转地附接到导向板(3810)中的一个或多个上。在一些变型中,枢转点(3812)可包括一个或多个销或突起,如上文刚才所述。

[0120] 如图38B所示,致动线(3814)的远侧部分可附接到刀片(3802)上,并且可延伸穿过导管本体(3804)中的内腔(3816)或其它通道。致动线(3814)的近侧部分可被操纵以使致动线(3814)在内腔(3816)内退回或移动,并且该移动可使刀片(3802)相对于枢转点(3812)旋转。在图38A和38B所示的变型中,致动线(3814)的退回可使刀片(3802)从导管本体(3804)向外旋转(如图38A所示),而致动线(3814)的移动可使刀片(3802)旋转到收回位置(例如图38B所示)。

[0121] 当导管(3800)移动到血管(未示出)中时,导管(3800)可在导管本体(3804)内的收回位置随刀片(3802)移动。当导管(3800)定位在血管内时,用户可抽出或以其它方式收回拉线以使刀片(3802)旋转到伸出位置,藉此刀片(3802)可切割或以其它方式割断组织。当刀片(3802)位于伸出位置时,导管可任选地相对于血管移动,以进一步切割或以其它方式割断组织。另外或可供选择地,枢转点(3812)可相对于导管本体(3804)移动,使得枢转点(3812)和刀片(3802)可沿着导管本体(3804)的纵向轴线平移。在刀片(3802)的切割动作之后,致动线(3814)可移动以使刀片(3802)返回收回位置。导管(3800)可任选地再定位并再致动以在另一个位置切割或割断组织,或者导管(3800)可从血管被移除。虽然上文将导管(3800)说明为构造成使得致动线(3814)的退回使刀片(3802)从导管本体(3804)伸出并且移动使刀片(3802)收回到导管本体(3804)中,但应该认识到,导管(3800)可构造成使得致动线(3814)的移动可使刀片(3802)从导管本体(3804)伸出并且致动线(3814)的退回可使刀片(3802)收回到导管本体(3804)中。

[0122] 图39A-39C示出了包括刀片(3902)的导管(3900)的又一个变型。图39A示出了刀片(3902)处于从导管本体(3906)中的凹部(3904)伸出的伸出位置的导管(3900)的一部分的透视图。图39B和39C示出了导管(3900)沿着其纵向轴线的截面侧视图。如其中所示,刀片(3902)可附接到第一线部分(3908)和第二线部分(3910)上。第一线部分可在连接点(3914)附接到平移线(3912)上或以其它方式接合平移线(3912)。在这些变型的一部分中,第一线部分(3908)和第二线部分(3910)可包括形状记忆材料,并且可构造成使得第一线部分(3908)和第二线部分(3910)偏压刀片(3902)离开平移线(3912)并偏压向伸出位置,如图39C所示。为了使刀片(3902)从伸出位置移动到如图39B所示的收回位置,可沿箭头(3916)的方向将第二线部分(3910)拉离连接点(3914)。这可使第一(3908)和第二(3910)线部分至少部分地拉直,这可使刀片(3902)退回到导管本体(3906)中。第二线部分(3910)可相对于平移线(3912)锁定或以其它方式固定,以将刀片(3902)保持在收回位置。

[0123] 为了使用刀片 (3902) 来协助形成瘻管, 导管 (3900) 可在刀片 (3902) 处于收回位置的情况下移动到血管 (未示出) 中。一旦定位 (例如, 使用一个或多个对齐元件、显像法等), 刀片 (3902) 便可移动到伸出位置。为此, 第二线部分 (3910) 可相对于平移线 (3912) 解锁, 这可允许第一 (3908) 和第二 (3910) 线部分回到它们被向外偏压的位置, 由此使刀片 (3902) 伸出到伸出位置, 如图39C所示。在一些变型中, 用户可使第二线部分 (3910) 朝连接点 (3914) 移动或以其它方式移动, 以有助于将刀片 (3902) 偏压在伸出位置。随着刀片 (3902) 从导管本体 (3906) 伸出, 其可切割或以其它方式割断组织。在一些变型中, 第二线部分 (3910) 可相对于平移线 (3912) 被锁定或以其它方式固定, 以将刀片 (3902) 保持在伸出位置。一旦从导管本体 (3906) 伸出, 平移线 (3912) 便可相对于导管本体 (3906) 移动或退回, 以使刀片 (3902) 沿着导管的纵向轴线平移, 这可允许刀片 (3902) 切割更大的组织管道。另外或可供选择地, 导管 (3900) 可在刀片 (3902) 伸出的情况下相对于血管移动或退回, 以切割更大的组织管道。第二线部分 (3910) 接着可相对于平移线 (3912) 和连接点 (3914) 退回, 以使刀片 (3902) 回到收回位置, 并且导管 (3900) 可再定位或移除。

[0124] 应该认识到, 包括刀片的导管的上述变型可包括本文中全文描述的任何另外的装置特征结构。例如, 导管可包括一个或多个对齐元件。在这些变型中, 导管可包括一个或多个锚定磁体和/或一个或多个联接磁体。另外或可供选择地, 导管可包括一个或多个形状改变元件和/或一个或多个标记, 如下文更详细地描述的。

[0125] 激光能量

[0126] 在一些变型中, 本文描述的导管可构造成在瘻管形成期间向组织传送激光能以气化或以其它方式去除组织。通常, 这些导管的变型可包括可从导管的近侧部分延伸到导管的远侧部分的光纤。光纤的近侧部分可与激光发生器可操作地连接 (例如, 经由SMA连接器等)。由激光发生器产生的激光能可传播或以其它方式传送通过光纤, 并且可从光纤传送到组织以气化组织。在一些变型中, 导管可包括一个或多个透镜、反射镜、扩散器和/或可使来自光纤的光朝组织再定向的其它构件。

[0127] 激光发生器可构造成产生任何合适的激光能。在一些变型中, 可能希望产生具有带高水吸收的波长的光能, 这可促进脉管组织的能量吸收。在一些变型中, 激光发生器可构造成生成红外能。合适的波长的示例包括但不限于约730纳米、约680纳米与约780纳米之间、约820纳米、约750纳米与约870纳米之间、约930纳米、约880纳米与约980纳米之间、约970纳米、约920纳米与约1020纳米之间、约1200纳米、约1150纳米与约1250纳米之间、约1450纳米、约1400纳米与约1500纳米之间、约1950纳米、约1900纳米与约2000纳米之间、约2900纳米、约2850纳米与约2950纳米之间等。合适的激光发生器的示例包括但不限于二极管激光器、二极管抽运激光器、Nd-YAG激光器等。

[0128] 图43示出了可构造成向组织传送激光能的导管 (4300) 的一个变型的远侧部分。如其中所示, 导管 (4300) 可包括导管本体 (4302)、光纤 (4304) 和灌洗内腔 (4306)。如其中所示, 光纤 (4304) 可沿着导管本体 (4302) 的纵向轴线 (4310) 延伸, 并且光纤 (4304) 的远侧部分可弯曲以将光纤 (4304) 的远端从导管本体 (4302) 的一侧引导出来。光纤 (4304) 的远侧部分可相对于导管本体 (4302) 的纵向轴线 (4310) 成任意角度 ( $\theta$ ) 弯曲。在一些变型中, 角度 ( $\theta$ ) 可为约45度。在另一些变型中, 角度 ( $\theta$ ) 可为约90度。在又一些变型中, 角度 ( $\theta$ ) 可介于约45度与约90度之间。在又一些变型中, 角度 ( $\theta$ ) 可小于约45度, 或大于约90度。

[0129] 当光纤(4304)的远端朝导管本体(4302)侧定向时,激光能可通过光纤(4304)并从导管本体(4302)侧传出,此处激光能可气化、烧蚀或以其它方式去除组织。在一些变型中,可能希望使气体(例如,二氧化碳)或流体(例如,生理盐水)在组织气化期间通过光纤(4304)的远端与组织之间。因此,在一些变型中,一种或多种流体可经由灌洗内腔(4306)通过导管本体(4302)并在光纤(4304)与组织(未示出)之间传送。气体或流体在组织气化期间可被连续或间歇地导入,并且可有助于最小化或以其它方式防止对周围组织的过度加热或损伤。

[0130] 另外,在一些变型中,可能希望将光纤(4304)的输出部与组织隔开。在一些情形中,将光纤的输出部与组织隔开可影响所提供的激光能的功率密度和/或所形成的瘻管的尺寸。在一些变型中,导管可包括光纤(3404)的端部与导管本体(4302)的侧壁之间的空间(4308)。空间(4308)可将光纤(3404)的端部与导管本体(4302)的侧壁分开任何合适的量(例如,约0.5mm、约1mm、约1.5mm、约0.5mm与约1.5mm之间、大于约1.5mm等)。另外,在灌洗内腔(4306)被用来在光纤(4304)的输出部与组织之间传送气体或流体的变型中,气体或流体可被传送到空间(4308)内或通过空间(4308)。

[0131] 如上所述,在一些变型中,导管可包括一个或多个透镜、扩散器、反射镜等,用于改变或以其它方向再定向通过光纤的光。例如,图44示出了包括扩散器(4410)的导管(4400)的一个变型,所述扩散器可再定向通过光纤(4404)提供的激光能。如其中所示,导管(4400)可包括导管本体(4402)、灌洗内腔(4406)、光纤(4404)和扩散器(4410)。扩散器(4410)可附接在光纤(4404)的远端处或附近,并且可将来自光纤(4404)的光从导管本体(4402)侧再定向出来。在一些变型中,导管本体(4402)内的空间(4408)可将扩散器(4410)的输出部与组织分离。另外,灌洗内腔(4406)可定位成使流体通过扩散器(4410)与组织(未示出)之间,如上文刚才所述。

[0132] 对齐元件

[0133] 在一些变型中,本文描述的导管可包括一个或多个对齐元件以有助于对齐或以其它方式再定位安放在脉管系统中的导管。例如,在一些情形中,对齐元件可有助于使两个或更多导管(和伴随它们的两个或更多血管)靠拢。在另一些情形中,对齐元件可有助于确保一个或多个导管相对于另一个导管(或多个导管)正确地轴向或旋转对齐。确保导管和血管的正确位置可有助于促进使用上述瘻管形成元件中的一个或多个来形成瘻管。在一些变型中,导管可包括机械对齐特征结构,例如突起部、沟槽、平直表面等,它们可以与另一个导管上的一个或多个对齐特征结构相互作用,也可以不相互作用。另外或可供选择地,导管可具有一个或多个磁性构件,该磁性构件可与另一个导管的一个或多个磁性构件或位于体外的一个或多个磁体互相作用。在又一些变型中,导管可包括一个或多个标记,该标记可帮助用户对齐一个或多个导管。在又一些变型中,导管可包括用于调节导管的定位的一个或多个形状改变部件。应该认识到,本文描述的各导管可包括下文描述的任何对齐元件或对齐元件的结合,并且在导管包括瘻管形成元件的变型中,可包括上文详细描述的任何瘻管形成元件或元件的结合。

[0134] 磁体

[0135] 如上所述,导管可包括一个或多个磁性对齐构件。这些磁性对齐构件可被吸引至一个或多个另外的元件(例如,第二导管的一个或多个部分、安放在体外的一个或多个磁体



或其它构件),以有助于使导管在脉管内定位或对齐。例如,安放在体外的一个或多个磁体可与导管的磁性对齐构件互相作用,以有助于促进导管移动通过脉管系统,如下文将更详细地描述的。在另一些情形中,导管可包括一个或多个“锚定”磁性对齐元件,该磁性对齐元件用于将导管吸向第二导管的一个或多个部分,由此使导管靠拢。在另一些变型中,导管可包括一个或多个“联接的”磁性对齐元件,该磁性对齐元件可用于旋转地(和/或轴向地)定向导管的一个表面和/或使该表面与第二导管的一个或多个表面或部分匹配。

[0136] 导管可包括任何数量的单独磁体(例如,0、1、2、3、4、5、6、7、8或更多等)。各磁性构件可为任何合适的磁体或磁性材料。例如,在一些变型中,导管可包括一个或多个稀土磁体(例如,钕磁体或钐-钴磁体)和/或一个或多个可选择性地致动的电磁体。在导管包括多个磁体的变型中,这些磁体可分组成一个或多个阵列。这些磁性阵列可为位于导管的内侧或外侧(或其结合),并且可定位在沿着导管长度的任何位置。当两个或更多导管包括磁体或磁体阵列时,各磁体或磁体阵列可构造成或布置成与来自第二导管的一个或多个磁体或磁体阵列对齐。各磁体可通过任何合适的方法固定在导管中或导管上。例如,在一些变型中,一个或多个磁体可嵌入在导管内、粘附至导管或摩擦配合在导管内。各磁体可具有任何合适的直径(例如,约0.075英寸、约0.080英寸、约0.029英寸、约0.110英寸等)或长度(例如,约5mm、约10mm、约15mm、约20mm等),并且可与邻接的磁体分开任何合适的距离(例如,约1mm、约5mm等)。在一些变型中,一个阵列的磁体可具有交替的极性(例如,各磁体将具有与任何相邻的磁体相对的极性)、匹配的极性或其结合。在另一些变型中,导管的一个或多个部分可由磁性材料制成,和/或可嵌入有一种或多种磁性粒子/材料。

[0137] 各磁体可具有用于安放在导管的内侧或外侧的任何合适的形状。磁体可呈圆柱形、半圆柱形、管形、盒形等。例如,在图2所示且上文更详细地描述的导管(200)的变型中,导管(200)可包括近侧锚定磁体阵列(206)和远侧锚定磁体阵列(208),各阵列的磁体呈圆柱形。可供选择地,在图6A所示的导管(600)的变型中,导管(600)可包括近侧锚定磁体阵列(604)和远侧锚定磁体阵列(606),各阵列的磁体呈半圆柱形。在这些变型中,内腔和/或引线(例如内腔(608)和引线(605))可通过或沿着锚定磁体阵列,这是因为半圆柱形磁体仅占用导管(600)的内部的一部分。

[0138] 虽然近侧(604)和远侧(606)磁体组件的磁体在图6A被示为构造成使得各半圆柱体的顶点与烧蚀表面(603)对齐,但应该认识到,磁体可相对于瘘管形成构件以任何方式定位。例如,图6B示出了包括电极本体(612)的导管(610)的另一个变型,电极本体(612)具有烧蚀表面(613)、近侧锚定磁体阵列(614)、远侧锚定磁体阵列(616)、引线(615)和内腔(618)。在此变型中,近侧(614)和远侧(616)锚定磁体阵列的各磁体的顶点可垂直于烧蚀表面(613)。改变磁体相对于烧蚀表面(613)的定向可影响安放在血管中的导管(610)和另一个导管(未示出)之间的磁力强度。应该认识到,各单独的磁体或锚定磁体阵列可具有相对于烧蚀表面(613)的任何旋转定位,该旋转定位可以与另一个磁体或磁体阵列的旋转位置相同或不同。

[0139] 在一些变型中,一个或多个磁体可具有一个或多个穿过其中的内腔或通道,该内腔或通道可允许导管的一个或多个其它构件(例如,引线、致动机构、内腔、其结合等)穿过磁体。例如,在图3所示的导管(300)的变型中,导管(300)包括具有管形磁体的近侧和远侧锚定磁体阵列(分别地(302)和(304))。如其中所示,同心电导体(314)可穿过近侧锚定磁体



阵列 (302) 的磁体, 并且内腔 (308) 可穿过近侧和远侧锚定磁体阵列 (分别地 (302) 和 (304)) 的磁体。

[0140] 在一些变型中, 一个或多个磁性对齐构件可包括一个或多个盒形磁体 (例如, 具有大致矩形截面的磁体)。图23示出了导管 (2300) 一个这样的变型。其中示出了末端 (2302)、远侧锚定磁体阵列 (2304)、近侧锚定磁体阵列 (2306) 以及包括联接磁体 (2310)、带有烧蚀表面 (2312) 的电极本体 (未示出) 和标记 (2316) 的嵌套材料 (2308)。导管 (2300) 还包括导管本体 (或多个导管节段, 例如上述那些), 但导管本体在图23中未被示出以便突出导管 (2300) 的内部构件。另外, 虽然在图23中被示为包括联接磁体 (2310) 和标记 (2316) (其各者将在下文更详细地描述), 但导管 (2300) 不需要这样。

[0141] 如图23所示, 远侧锚定磁体阵列 (2304) 包括圆柱形锚定磁体 (2316) 和盒形锚定磁体 (2314), 而近侧锚定磁体阵列 (2306) 包括盒形锚定磁体 (2314)。应该认识到, 锚定磁体阵列可具有磁体如上述磁体中的一个或多个的任何合适的结合。在包括一个或多个盒形磁体如导管 (2300) 的盒形磁体 (2314) 的变型中, 盒形磁体可有助于使导管与第二导管靠拢, 而且还有助于将导管相对于第二导管旋转定向。具体地, 当两个盒形磁体与单独的导管关联时, 两个磁体之间的吸引强度在磁体对齐时可最大。例如, 在以下示出的导管 (2300) 的变型中, 盒形磁体 (2314) 的前表面 (2320) 可与另一个血管中的导管的另一个盒形磁体 (未示出) 的前表面对齐。具体地, 磁体之间的吸力可在前表面彼此对齐时最大, 且因此磁体可自然旋转或有利于旋转到对齐位置。

[0142] 在导管包括嵌套材料的变型中, 嵌套材料可收纳一个或多个联接磁体, 以暂时将嵌套材料的表面或一部分磁性地联接到另一个导管或装置的一个或多个部分。具体地, 联接磁体可构造成使得两个导管之间的吸力在各导管的表面彼此对齐时最大。例如, 在以上在图23中所示的导管 (2300) 的变型中, 嵌套材料 (2308) 包括联接磁体 (2310)。在这些情形中, 联接磁体 (2310) 的纵向轴线可大致横向于导管的纵向轴线。另外, 联接磁体 (2310) 可具有可吸引另一个导管 (未示出) 的联接磁体的平直配合表面的平直配合表面。如上文关于平直烧蚀表面更详细地描述的, 联接磁体的平直配合表面可用于展平两个导管之间的组织, 这可协助烧蚀表面进行的烧蚀。

[0143] 虽然嵌套材料 (2308) 在图23中被示为在烧蚀表面的任一侧收纳单个联接磁体 (2310), 但应该认识到, 导管可包括任何合适数量的联接磁体。图24A和24B示出了包括联接磁体的导管的两个这样的变型。图24A示出了导管 (2400) 的第一变型。其中示出了导管本体 (2402) 以及收纳电极 (2408) 和远侧联接磁体阵列 (2412) 的嵌套材料 (2406), 其中电极 (2408) 包括烧蚀表面 (2410)。虽然在图24A中被示为包括两个联接磁体 (2414), 但远侧联接磁体阵列 (2412) 可包括任何合适数量的联接磁体 (2414) (例如, 一个、两个、三个或更多)。在另一些变型中, 嵌套材料可包括多个联接磁体阵列。例如, 图24B示出了导管 (2416) 的一个变型, 导管 (2416) 包括导管本体 (2418)、收纳带有烧蚀表面 (2424) 的电极 (2422) 的嵌套材料 (2420)、近侧联接磁体阵列 (2426) 和远侧联接磁体阵列 (2428)。各联接磁体阵列可包括任何合适数量的联接磁体 (2430), 如上文刚才所述。

[0144] 在一些变型中, 例如上文关于图24A和24B所述的导管 (2400) 和 (2416), 导管可构造成使得可紧邻导管本体的远端安放瘘管形成元件。当希望形成组织结构附近的瘘管、堵塞、或限制血管靠拢的能力的其它障碍时, 这些变型可具有特别的实用性。

[0145] 在导管包括电磁体阵列的变型中,电磁体可被独立地致动或可作为一组被致动。例如,磁体阵列的电磁体可同时被致动,以有助于确保关于另一个磁性装置的特定对齐定向,例如,近侧磁体可在致动远侧磁体之前被致动,可依次致动每隔一个磁体等。可供选择地,两个或更多磁体可被同时致动,以促进可靠附接到另一个磁性装置上。

[0146] 形状改变元件

[0147] 在一些变型中,导管可包括用于接近两个或更多血管的一个或多个形状改变元件。在这些变型中,该形状改变元件在导管移动通过脉管系统期间可具有第一构型。一旦导管到达目标位置,形状改变元件便可转入第二构型,这可改变导管的总体形状。随着导管改变形状,导管可移动或重构血管的一个或多个部分,这可有助于血管的该部分或多个部分更加靠近第二血管的一个或多个部分。导管的形状可采用任何合适的方式来改变。在一些变型中,导管可包括一个或多个拉线,该拉线可拉动或推动以使导管偏斜或以其它方式改变导管的形状。在另一些变型中,导管可包括可改变导管的形状的一个或多个异形线,如下文将更详细地描述的。

[0148] 图25A-25D示出了导管(2500)的一个变型。具体地,图25A示出了导管(2500)的部分截面区域。其中示出了导管本体(2502)、收纳联接磁体(2508)和包括烧蚀表面(2506)的电极本体(未示出)的嵌套材料(2504)、异形引线(2510)、矫直插管(2512)、以及力矩传递外壳(2514)。导管本体(2502)的一部分在图25A中未被示出以有助于示出导管(2500)的其它元件。虽然在图25A中被示为具有收纳于嵌套材料(2504)内以限定烧蚀表面(2506)的电极,但导管(2500)可包括任何合适的瘘管形成元件,例如上文更详细地描述的那些。此外,虽然在图25A中被示为包括多个联接磁体(2508),但导管(2500)无需这样。在导管不包括一个或多个磁体的变型中,导管可包括任何磁体或其结合,例如上述那些。最后,导管(2500)可包括或不包括力矩传递外壳(2514),该力矩传递外壳可有助于旋转导管,如下文将更详细地描述的。

[0149] 异形引线(2510)可被用来改变导管(2500)的形状。具体地,异形引线(2510)可预先形成有一个或多个弯头或弯曲部。矫直插管(2512)可在引线(2510)上移动以暂时矫直或以其它方式约束异形引线(2510)的弯头或弯曲部,由此使导管(2500)的远侧部分大致是直的,如图25B所示。导管(2500)可移动到血管(未示出)中,此时矫直插管(2512)可退回。一旦退回,异形引线(2510)便可回到其原始构型,这可使导管(2500)改变形状,如图25C所示。当导管(2500)被安放在血管中时,该形状变化改变一个或多个血管的形状。例如,图25D示出了两个导管(2518)和(2520)被安放在邻接的血管(2522)中的一个变型。如其中所示,导管(2518)和(2520)可包括上文刚才描述的导管(2500)的构件。当用于各导管(2518)和(2520)的矫直插管(未示出)已退回时,各导管的影响可采取弯曲/曲线状构型,该构型可使各导管的远侧部分朝彼此弯曲或挠曲,由此使血管(2522)的一部分如图25D所示靠拢。接着可致动一个或多个瘘管形成元件以在邻接的血管(2522)之间形成瘘管。

[0150] 异形引线(2510)可充当用以往来于电极运送电流的引线,但无需这样。实际上,在一些变型中,一种装置可包括异形线和单独的引线。在导管不包括电极的变型中,导管可包括异形线但不包括引线。还应该认识到,在一些变型中,异形部件可位于导管的外侧。在这些变型的一部分中,该异形部件可至少部分地由一个或多个外壳或其它覆盖件覆盖,例如上述那些。还应该认识到,任何合适的异形结构可用来改变本文描述的导管的形状。

[0151] 在导管包括一个或多个可膨胀结构(例如,球囊等)的变型中,如下文将更详细地描述,该可膨胀结构可与形状改变部件结合用来帮助将导管定位在脉管内。例如,在上文关于图25A-25D所述的导管(2500)的变型中,导管(2500)还可包括一个或多个可膨胀结构(未示出),例如一个或多个可充气球囊。这些可膨胀结构可在血管的内部膨胀,以暂时保持导管(2500)相对于脉管就位。当异形引线(2510)和矫直插管(2512)被用来使导管本体(2502)在弯曲构型与直构型之间移动时,可膨胀结构与周围组织之间的接触可有助于使血管随导管本体(2502)移动。在一些变型中,导管(2500)可包括单个可膨胀结构,该可膨胀结构可位于异形引线(2510)的弯头近侧或远侧。在另一些变型中,导管(2500)可包括位于异形引线(2510)的弯头的任一侧的一个或多个可膨胀结构。在异形引线包括多个弯头的变型中,可膨胀结构可定位在全部弯头、一部分弯头或无一弯头的近侧和/或远侧。还应该认识到,可膨胀结构可与任何合适的形状改变元件(例如,异形线、拉线等)结合使用,并且可被用来提供导管本体与脉管组织之间任何合适方式的临时附接和/或固定。

[0152] 标记

[0153] 本文描述的导管可包括一个或多个标记,该标记可允许导管的一个或多个部分在其定位和/或定向期间的可视化。在一些变型中,标记可直接可视化。在另一些变型中,标记可间接可视化(例如,经由超声、荧光检查和/或X射线可视化)。标记可位于相对于导管的任何位置,例如导管的一个或多个表面、导管的内部。在一些变型中,导管的一个或多个部分可由回波或放射照相材料制成。标记可通过任何合适的方式附接到导管上,例如,通过机械附接(例如,嵌埋在导管的一部分中、周向界定等)、粘合剂结合、焊接、钎焊、它们的结合等。

[0154] 图14A-14D示出了包括标记带(1402)的导管(1400)的一个变型。图14A中还示出了锚定磁体(1410)以及由嵌套材料(1406)部分地覆盖并且包括烧蚀表面(1408)的电极(1404)。导管(1400)可包括任何合适数量的标记带(1402),并且各标记带(1402)可定位在导管(1400)中或其上的任何合适的位置。标记带(1402)可包括切除区域,该切除区域可有助于手术施行者经由一种或多种成像技术确定导管的位置。具体地,图14B示出了包括第一切除区域(1412)和第二切除区域(1414)的一个标记带(1402)的透视图。第一(1412)和第二(1414)切除区域在图14B-14D中被示为具有相同形状,但无需这样。当标记带(1402)被可视化时(例如,经由超声波或荧光检查),用户能够看到由第一(1412)和第二(1414)切除区域的重叠节段(1416)形成的负空间。该重叠节段(1416)的形状可随着导管(1400)(以及随同其的标记带(1402))旋转而改变。最终,标记带(1402)的旋转可达第一(1412)和第二(1414)切除区域完全或大致重叠的点,如图14D所示。当标记带(1402)达到该“对齐”构型时(或者当相关导管上的两个标记均处于“对齐”构型下时),用户可获知导管处于适合于致动瘘管形成元件的旋转定向上。例如,在图14A所示的导管的变型中,烧蚀表面(1408)可相对于标记带(1402)定位成使得烧蚀表面(1408)面对垂直于切除区域的方向。当与具有第二组标记带(未示出)的第二导管(未示出)结合使用时,各导管的标记带可用来旋转和/或轴向地定位导管,使得一个或多个瘘管形成元件正确地定位以形成瘘管。

[0155] 虽然在图14A-14D中被示为具有双叶形状,但切除区域可呈任何形状或形状的结合,例如矩形、圆形、椭圆形、多叶形状、字母数字符号、具有一个或多个对称(例如,双边对称)轴线的任何形状等。在一些变型中,切除区域可具有定向形状,该定向形状可具有指示电极的烧蚀表面的位置的渐缩部分,例如具有成锐角的顶角的多边形、箭头等。第一和第二

切除区域可具有彼此相同的形状,或者均可具有不同形状。可根据需要并如下所述在导管和/或电极上设置其它定向标记或指示器。虽然在图14A-14D中被示为包括标记带,但应该认识到,本文描述的导管可包括能够间接可视化的任何标记。

[0156] 在另一些变型中,导管可包括可有助于将两个或更多导管相对于彼此对齐的一个或多个视觉标记。例如,图15A和15B示出了包括可有助于定向导管(1500)的侧条纹(1504)的导管(1500)的一个变型。具体地,侧条纹(1504)可为具有相对于瘘管形成元件(1508)已知的位置的视觉标记。例如,在图15A和15B所示的变型中,侧条纹(1504)与瘘管形成元件(1508)纵向对齐。当导管(1500)的远端被安放在体内(并因此不能直接可视化)时,侧条纹(1504)(其可至少部分地保持在体外)可提供关于瘘管形成元件(1508)的旋转定向的视觉指示。当两个导管(1500)被安放在两个血管(未示出)中时,如图15B所示,侧条纹(1504)的相对定位可提供两个导管的相对定位的指示。例如,如图15B所示,当各导管(1500)的侧条纹(1504)彼此直接跨越时,各导管(1500)的瘘管形成元件(1508)可处于用于致动瘘管形成元件的适当定向上。侧条纹(1504)可以以任何合适的方式(例如,经由墨水标记、纹理化、施加一种或多种彩色粘合剂等)施加至导管(1500)。

[0157] 外部定位

[0158] 在本文描述的导管的一些变型中,导管可包括一个或多个球囊或其它可膨胀结构。这些可膨胀结构可起到一种或多种作用。在一些情形中,可膨胀结构可有助于将电极表面(或另一个瘘管形成元件)并置靠在一个或多个血管壁上。该并置可有助于暂时展平或以其它方式再定位组织,并可用于从该区域排代(displace)血液。另外,在瘘管形成期间,可膨胀部件可随着它从血管壁被移除而继续将瘘管形成元件促靠在组织上。在一些变型中,可膨胀结构可构造成有助于提供导管与血管壁之间的并置,同时仍允许血液流经血管。在一些情形中,一个或多个可膨胀结构可有助于修改或以其它方式改变瘘管的尺寸或形状。在又一些情形中,可膨胀结构可用来扩张、收缩或以其它方式移置一个或多个血管的一部分。在这些变型的一部分中,该移置可有助于使血管的一部分更靠近皮肤表面。在又一些变型中,如上所述,可使用一个或多个可膨胀结构来保持导管相对于血管就位,并且可辅助再定位血管。

[0159] 如上所述,在本文描述的导管的一些变型中,导管可包括一个或多个球囊。例如,图9A-9D示出了包括球囊的导管的各种图示。在一些变型中,球囊可构造成推动导管的一部分(例如,烧蚀表面或其它瘘管形成元件)与血管壁接触。例如,图9A示出了包括球囊(902)和具有露出的烧蚀表面(904)的电极本体(未示出)的导管(900)的一个变型。球囊(902)可具有用于低矮外形移动的未展开的塌缩构型(未示出)和展开的膨胀构型(如图9A所示)。在图9A所示的变型中,球囊(902)可离开烧蚀表面(904)不同心地安装在导管(900)上,使得球囊(902)在血管内的膨胀可抵靠血管壁偏压、迫压或以其它方式推动烧蚀表面(904)。在导管具有平直烧蚀表面的变型中,球囊(902)的膨胀可有助于抵靠烧蚀表面展平组织。另外,球囊(902)可通过随着组织被烧蚀、气化或以其它方式被去除而继续将烧蚀表面(904)促靠在血管壁上并穿过血管壁来协助瘘管形成。在又一些情形中,球囊(902)的膨胀可有助于从烧蚀表面(904)排代血液,这又可使烧蚀期间的血流损失最小化。在导管包括凹进的电极的情形中,如上文更详细地描述的,球囊的膨胀可从该区域排代一部分血液,同时使其它血液被截留在凹进部分内。在导管(900)包括一个或多个形状改变元件的情形中,球囊(902)与

周围血管(未示出)之间的接合可有助于将导管(900)保持在适当位置并且还可在导管(900)改变形状时协助再定位脉管组织。

[0160] 应该认识到,虽然在图9A中被示为具有球囊(902),但本文描述的导管可利用任何合适的可膨胀结构(例如,一个或多个可膨胀壳架、网状物、支架、支柱等)来实现这些功能的其中一个或多个。本文描述的球囊可具有任何合适的形状(例如,圆柱形、半圆柱形、圆形、梯形、矩形、其分数部分等),并且可由任何合适的材料和材料的结合(例如,一种或多种非弹性、弹性或半弹性材料)制成。

[0161] 另外,虽然球囊(902)在图9A中被示为安装在导管(900)与烧蚀表面(904)相对的一侧,但应该认识到,球囊(902)可相对于导管(900)以任何方式定位。例如,在一些变型中,球囊(或其它可膨胀结构)可定位成使得其膨胀形成血管的定向扩张。例如,图9B示出了包括球囊(912)和电极(未示出)的烧蚀表面(914)的导管(910)一个这样的变型。如其中所示,球囊(912)可位于导管(910)上,使得球囊(912)沿大致正交于烧蚀表面(914)所面对方向的方向膨胀。当导管(910)被安放在血管中且烧蚀表面(914)与邻接的血管中的另一个导管对齐时,球囊(912)的膨胀可使血管朝覆盖该血管的皮肤定向扩张,这又可使该皮肤扩张。该扩张可为用户提供球囊(912)的安放的视觉指示,由此允许用户或操作人员从体外确定球囊和血管的位置。该可视化的位置可提供用户可经其从外部介入血管(例如,通过用针等刺穿)的部位。

[0162] 在一些情形中,球囊或其它可膨胀结构可有助于改变和/或调节通过血管的血液的流量。例如,在一些变型中,球囊的膨胀可使血管的一个或多个部分扩张,这可促进通过血管的该部分的血液流量增大。在另一些变型中,可膨胀元件可暂时闭塞血管,或者可减小通过其中的血液流量。在这些变型的一部分中,可膨胀元件可包括一个或多个电极,该电极可被用来帮助减少通过血管的一部分的血液流量。图9C示出了包括烧蚀表面(932)和球囊(934)的导管(930)的一个这样的变型。如其中所示,球囊(934)同心地定位在导管(930)周围,并且可包括设置在球囊(934)上的多个电极(936)。尽管在图9C中被示为相对于烧蚀表面(932)在远侧位于导管(900)上,但应该认识到,球囊(934)可相对于烧蚀表面(932)安放在近侧和/或可离开烧蚀表面(932)不同心地安装。实际上,在一些变型(如下文更详细地描述的)中,导管可包括既位于烧蚀表面近侧又位于其远侧的球囊,烧蚀表面的近侧和远侧均可包括一个或多个电极。虽然在图9C中被示为具有多个周向地设置的电极(936),但球囊(934)可包括任何合适数量的电极(例如,0、1、2、3、4或更多)并且每个电极都可完全或部分地包围球囊(934)。

[0163] 球囊(934)可在血管内膨胀以暂时闭塞血管。另外,电极(936)中的一个或多个可被致动以部分地约束血管并减小通过该血管的至少一部分的流量。具体地,可向血管壁输送电能以诱发坏死和/或增殖细胞响应,这可减小血管的内径,由此减小通过其中的血液流量。

[0164] 上文刚才描述的球囊可被用来改变或以其它方式调节相对于瘻管的血液流量。图9D示出了导管(930)可如何被用来影响相对于瘻管的血管流量的一个示例。如其中所示,导管(930)可在紧邻对应的静脉血管(942)的动脉血管(940)中移动。第二导管(未示出)可被安放在静脉血管(942)中,并且一个或多个对齐元件(未示出)可用来帮助接近动脉(940)和静脉(942)血管。烧蚀表面(932)可被致动(单独地或与另一导管的一个或多个电极结合)以

形成血液可流经(如箭头(932)所示)的动脉-静脉瘘管。箭头(941)表示动脉血管(940)中的血液流动方向,而箭头(943)指示静脉血管(942)中的血液流动方向。如图9D所示,导管(930)可沿逆行(即,逆着血流)方向移动到动脉血管(940)中,使得球囊(934)位于烧蚀表面(932)和得到的瘘管的上游。在这些情形中,球囊(934)可在动脉血管(940)中膨胀,以至少部分地闭塞该血管并暂时防止或减小通过其中的动脉血液流量,这又可有助于防止瘘管形成期间的血流损失。另外,电极(936)可被致动而损伤或烧伤周围组织,这可减小通过其中的流量。这可用来帮助防止瘘管形成带来的一种或多种潜在的并发症,例如盗血综合症。例如,盗血综合症可在动脉与静脉之间形成瘘管时发生,并且血液以引起流向动脉中的瘘管的远侧/下游的血液不足的速度流经得到的瘘管。这可引起组织坏死,并且可能需要额外的外科手术来防止四肢的损伤。因此,电极(936)可被致动以减小通过静脉的流量,这可减小通过瘘管的流量,并由此可降低盗血综合症的可能性。

[0165] 虽然在图9D中被示为以逆行方式移动并位于烧蚀表面(932)的上游,但球囊(934)可以可供选择地位于烧蚀表面(932)和得到的瘘管的下游。在这些情形的一部分中,导管(930)可以以顺行(即,顺着血流)方式移动到动脉血管(940)中。在另一些变型中,导管可以以逆行方式移动,但球囊可代之以相对于烧蚀表面位在近侧位于导管上。在又一些变型中,导管可在血管内移动,以改变球囊在上游位置与下游位置之间的定位,且反之亦然。当球囊在下游被安放在动脉血管(940)中时,球囊可膨胀以使血管(940)扩张以增大通过其中的血液流量,或者可利用一个或多个电极来约束以减小通过其中的血液流量。扩张动脉血管(940)的下游部分可分流血流离开瘘管,而对下游部分的约束可促进增加的血流通过瘘管。应该认识到,一个或多个球囊和/或电极可相对于瘘管在上游或下游被安放在静脉血管中以扩张和/或约束静脉血管的各部分。动脉和/或静脉扩张或约束可有助于协助瘘管成熟和/或防止静脉高压,如下文将更详细地描述的。

[0166] 虽然在图9A-9D中被示为具有单个球囊,但应该认识到,本文描述的导管可具有任何合适数量的球囊、可膨胀部件或其结合。实际上,所述的导管可包括多个可膨胀部件,该可膨胀部件用于将导管定位在血管内,将电极烧蚀表面促靠在血管壁上,和/或调节目标脉管部位附近的血液流量。图10A示出了包括烧蚀表面(1006)、位于烧蚀表面的近侧并且包括周向电极(1008)的第一球囊(1002)和位于烧蚀表面的远侧的第二球囊(1004)的导管(1000)一个这样的变型。虽然在图10A中仅第一球囊(1002)被示为具有电极(1008),但应该认识到,任何球囊(例如,无一球囊、仅第一球囊(1002)、仅第二球囊(1004)、或第一(1002)和第二(1004)球囊两者)可包括任何合适数量的电极(例如,1、2、3、4或更多个电极)。第一球囊(1002)和第二球囊(1004)可被独立地致动以调节血管内的血液流量。例如,导管(1000)可插入静脉(未示出)中,其中血液流动方向由箭头(1001)表示。第二球囊(1004)可膨胀以扩张静脉的下游部分,而第一球囊(1002)的周向电极(1008)可被致动以约束该静脉。在另一些情形中,导管(1000)可沿反方向插入(或者球囊可以以其它方式定位),使得第二球囊(1004)可被用来扩张上游部分,且第一球囊(1002)可约束下游部分。在又一些情形中,球囊可构造成扩张上游部分和下游部分两者,或者可构造成约束上游部分和下游部分两者。同样,应该认识到,导管可采用任何可膨胀结构。

[0167] 图10B示出了包括带有烧蚀表面(1016)的电极、近侧球囊(1012)和远侧球囊(1014)的导管(1010)的另一个变型。近侧球囊(1012)可包括固定体积本体并且还可包括围

绕球囊(1012)的一部分的圆周带电极(1118)。圆周带电极(1118)可利用可膨胀部件膨胀或塌缩。图10C示出了带有远侧球囊(1024)、近侧可膨胀线环(1022)和烧蚀表面(1026)的导管(1020)的又一个变型。线环(1022)可在未展开、低矮外形构型(未示出)与展开、膨胀构型(如图10C所示)之间移动。线环(1022)可利用任何合适的机构(例如,铰接的径向支柱、盘绕机构等)在未展开和展开构型之间移动,并且可向线环(1022)施加RF能量以诱发组织坏死,如上所述。

[0168] 在一些变型中,一旦已形成瘘管,便可使用一个或多个球囊或其它可膨胀结构来修改瘘管的尺寸或形状。例如,图11示出了导管(1100)一个这样的变型。如其中所示,导管(1100)可包括电极烧蚀表面(1102)和横向延伸球囊(1104)。横向延伸球囊(1104)可构造成沿两个或更多方向膨胀,并且可用来改变瘘管的尺寸或形状。具体地,烧蚀表面(1102)(或另一个合适的瘘管形成元件)可用来在两个脉管(未示出)之间形成瘘管(未示出),并且导管(1100)随后可移动以将横向延伸球囊(1104)定位在瘘管邻近或附近。球囊(1104)接着可膨胀,并且球囊(1104)的一部分可推入瘘管中,由此改变其尺寸和/或形状。球囊(1104)可为固定容积结构,或可由一种或多种弹性或半弹性材料制成。还应该认识到,横向延伸球囊(1104)可包括两个或更多单独的球囊。另外,横向延伸球囊(1104)可包括褶子(1106)或其它表面改型以调节膨胀程度,这还可提供牵引或在目标血管部位摩擦附接到血管上。例如,在图11所示的变型中,褶子(1106)可接合瘘管周围的组织以有助于移动或调节该组织。

[0169] 在本文描述的导管的另一些变型中,导管可包括可构造成允许血液流经其中的一个或多个球囊。例如,图12示出了包括多个环形球囊(1202)的导管(1200)的另一个变型。其中还示出了电极烧蚀表面(1204)。在这些变型中,球囊(1202)的膨胀可允许烧蚀表面(1204)与血管壁(未示出)之间增加的并置和血液排代,如上文更详细地描述的。另外,各环形球囊(1202)内的内腔(1208)可允许血液通过其中。这样,导管(1200)可在延长的时间段留在血管(未示出)的内部左侧而不显著影响通过其中的血液流量。例如,在一些情形中,可能需要在延长的时间段将导管(1200)留在血管中,在该时间段期间无法阻塞通过血管的所有血流。应该认识到,球囊(1202)中的一个或多个还可构造成扩张血管的一个或多个部分,和/或可包括一个或多个电极以有助于约束血管,如上文更详细地描述的。

[0170] 在一些变型中,导管的一个或多个球囊可携带或充有造影材料以有助于导管的可视化。在一些变型中,这些球囊中的一个或多个可被刺破或以其它方式刺穿以将造影剂释放到血管中,造影剂可被用来评估瘘管是否已正确形成。例如,图26A和26B示出了导管(2600)一个这样的变型。如其中所示,导管(2600)可包括带有远侧球囊(2604)、中心球囊(2606)和近侧球囊(2608)的导管本体(2602)。导管(2600)还可包括一个或多个形状改变元件或对齐元件,例如上述那些。另外,虽然在图26A和26B中被示为具有三个球囊,但导管(2600)可包括任何合适数量的球囊(例如,1、2、3、4或更多)。各球囊(2604)、(2606)和(2608)在图26A和26B中被示为围绕导管本体(2602)同心地安装,但它们可以以任何合适的方式安装,例如上文更详细地描述的。

[0171] 当导管(2600)被安放在血管(未示出)中时,远侧(2604)、中间(2606)和近侧(2608)球囊可被充注。这些球囊可利用任何合适的流体(例如,生理盐水、水、一种或多种造影溶液等)来充注。在一些变型中,所有三个球囊被充注有相同的流体。在另一些变型中,远侧(2604)和近侧(2608)球囊被充注有第一流体(例如,第一造影溶液),而中间球囊(2606)



被充注有第二流体(例如,具有较高或较低造影水平的第二造影溶液)。在又一些变型中,每个球囊都被充注有不同溶液。当球囊被充注时,近侧球囊(2608)和/或远侧球囊(2604)可接合在血管的内表面中以防止流体流过其中。例如,在近侧球囊(2608)相对于血流在上游被安放在血管中的情形中,近侧球囊(2608)的充注可暂时停止血液流经血管。

[0172] 在一些情形中,第二导管(2610)可被安放在邻接的血管(未示出)中,如图26B所示。第二导管(2610)可包括导管本体(2611),以及收纳诸如上文更详细地描述的引线电极(2612)的嵌套材料(2614)。虽然在图26B中被示为包括引线电极(2612),但应该认识到,第二导管(2610)可包括任何合适的瘘管形成元件,例如上文更详细地描述的那些。在这些情形的一部分中,导管(2600)和第二导管(2610)可对齐(例如,使用一个或多个对齐元件,例如上述那些),使得嵌套材料(2614)可与中间球囊(2606)轴向和旋转对齐,并且电流可施加至引线电极(2612)以烧蚀导管之间的脉管组织,由此形成瘘管(未示出)。在瘘管形成期间或之后,引线电极(2612)的一个或多个部分可刺穿、刺破或以其它方式穿透中间球囊(2606)以从其释放一种或多种流体。当该流体包括一种或多种造影溶液时,该流体在其通过瘘管时可被看见(例如,以荧光检查方式)。这样,随着造影流体通过血管之间,用户能够判断瘘管是否已以允许流体流经其中的方式形成。虽然上文将中间球囊(2606)说明为被刺穿,但应该认识到,导管(2600)的任何球囊可被瘘管形成元件刺破或刺穿。

#### [0173] 导管本体

[0174] 本文中全文描述的导管可为适合移动通过脉管系统的至少一部分的任何长形本体。导管可为空心、部分空心和/或部分实心的。导管的一个或多个部分可为可挠或半可挠的,一个或多个部分可为刚性或半刚性的,和/或导管的一个或多个部分可在可挠和刚性构型之间切换。导管的可挠部分可允许导管被导航通过曲折的血管以到达期望的目标部位。本文描述的导管可由任何材料或材料的结合制成。例如,导管可包括一种或多种金属或金属合金(例如,镍钛合金、铜-锌-铝-镍合金、铜-铝-镍合金等)和/或一种或多种聚合物(例如,硅酮、聚氯乙烯、胶乳、聚氨酯、聚乙烯、PTFE、尼龙等)。导管可具有任何合适的尺寸。例如,导管可具有允许导管从体外的部位移动到目标位置的任何合适的长度。导管可具有适合在血管内使用的任何直径,例如,约5.7弗伦奇、约6.1弗伦奇、约7弗伦奇、约8.3弗伦奇、约5弗伦奇与约9弗伦奇之间、约5弗伦奇与约7弗伦奇之间、约6弗伦奇与约9弗伦奇之间等。

[0175] 本文描述的导管的一些变型可具有至少部分地延伸穿过导管的长度的内腔、狭缝或通道。内腔可用来使一个或多个装置(例如,导线)和/或一种或多种物质(例如,造影溶液、灌注流体、一种或多种含有药物的溶液等)通过该装置的一部分。例如,图3所示且上文更详细地描述的导管(300)的变型包括穿过其中的内腔(308)。尽管在图3中被示为同心地穿过磁体,但应该认识到,内腔可具有相对于装置的其它构件的任何定位。例如,在图6A所示的导管(600)的变型中,内腔(608)可紧接着近侧(604)和远侧(606)锚定磁体中的一个或多个磁体延伸。在又一些变型中,内腔可附接到导管的外表面上或以其它方式沿着导管的外表面延伸。

[0176] 当至少部分被收纳于导管本体的内部时,内腔可通过导管的任何部分之间。例如,在上文刚才描述的变型中,内腔可退出导管的最远侧末端。在另一些变型中,内腔的一端可位于导管的中间部分处。在一些变型中,内腔可被分隔成多个子内腔。例如,图16A和16B分别示出了导管(1600)的一个变型的透视图和部分透明视图。其中示出了带有主内腔(1610)



的导管(1600),主内腔(1610)在导管的远侧末端(1601)细分为第一(1602)、第二(1604)、第三(1606)和第四(1608)内腔。主内腔(1610)可被分隔成任何合适数量的内腔(例如,2、3、4、5或更多),并且这些内腔中的每一个都可具有在导管上任何合适的部位的端部。在主内腔被分割成两个或更多内腔的变型中,两个或更多内腔可同时向两个或更多部位提供一种或多种流体或其它物质。

[0177] 本文中全文描述的导管可具有任何合适的末端部分。在一些变型中,末端可呈圆形或换句话说说是钝的,以便有助于使在导管移动期间的组织创伤最小化。另外或可供选择地,远侧末端可至少部分地渐缩。渐缩末端可协助导管导航通过脉管系统和/或可有助于在移动期间扩张血管。导管的末端可与导管本体的其余部分一体形成,或者可为与导管本体结合的单独构件。在这些变型的一部分中,导管的末端可以可释放地附接(例如,经由螺纹配合、扣合、摩擦配合等)到导管上,这可允许用户选择适合特定患者或血管的末端部分。

[0178] 导管的末端部分可有助于引导导管通过脉管系统。在一些变型中,内腔可穿过导管延伸到导管的末端。在这些变型中,导线可穿过内腔,并且导管可在导线上移动到目标位置。在另一些变型中,导线可被固定地附接到导管的末端上。例如,在图16A和16B所示且上文更详细地描述的导管(1600)的变型中,末端(1601)可包括附接到末端(1601)上并从末端(1601)延伸的导线(1612)。导线(1612)可移动到脉管系统中以有助于将导管引导到目标位置。在又一些变型中,末端可包括快速交换部分。例如,在以上在图1A-1C中示出的导管(100)的变型中,导管(100)的末端包括具有互相连通的第一和第二孔洞(分别地(112)和(114))的快速交换部分(100)。导线(未示出)可穿过第一(112)和第二(114)孔洞,使得快速交换部分(100)(以及随同它的导管(100))沿着导线移动到目标位置。虽然在图1A-1C中被示为位于导管(100)的末端,但应该认识到,快速交换部分(100)可位于沿着导管(100)长度的任何合适的部位。

[0179] 本文描述的导管的一些变型可包括扭转传递外壳。随着导管的长度增加,施加至近端的一个或多个旋转力使导管的远端旋转的能力可能下降。为了有助于防止扭转传递问题,导管可包括设置在导管上或导管中的转矩传递外壳。扭转传递外壳可由可抵抗旋转力的任何刚硬或硬化的材料(例如,不锈钢、形状记忆合金和各种塑料)制成,这可允许手术施行者在导管被插入血管时调节导管的远侧部分的位置和旋转定向。

[0180] 在一些变型中,导管可包括一个或多个抽吸端口。在这些变型中,抽吸端口可用来从血管的一部分去除血液或其它流体。例如,图27A-27D示出了包括抽吸端口(2702)的导管(2700)的一个变型。图27A示出了导管(2700)的透视图,该导管包括抽吸端口(2702)、套筒(2704)、收纳弹簧电极(2708)和联接磁体(2710)的嵌套材料(2706)、近侧球囊(2712)和远侧球囊(2714)。虽然在图27A中被示为具有弹簧丝电极(2708)和联接磁体(2710),但导管(2700)可包括瘘管形成元件和/或对齐元件的任何合适的结合,例如上文更详细地描述的那些。套筒(2704)可移动以覆盖导管(2700)的一个或多个构件,如图27B所示,这可有助于便于导管(2700)以低矮外形移动通过组织。

[0181] 当导管(2700)被安放在血管中时,抽吸端口(2702)可与近侧(2712)和远侧(2714)球囊相结合地用来在瘘管形成前或期间暂时从血管的一部分去除血液和/或任何其它流体。例如,图27C和27D示出了导管(2700)可借以用来形成瘘管(未示出)的一种方法。如图27C所示,导管(2700)可移动到静脉(2716)中,而第二导管(2718)可移动到动脉(2720)中。

第二导管(2718)可包括平直电极烧蚀表面(未示出),可包括另一个合适的瘘管形成元件,例如上文更详细地描述的那些,或者可以不包括任何瘘管形成元件。在导管(2700)的移动期间,套筒(2704)可处于套筒(2704)覆盖导管(2700)的一个或多个元件的移动后的位置。例如,套筒(2704)可覆盖弹簧丝电极(2708)(图27C和27D中未示出)以将弹簧丝电极保持在低矮外形构型下。

[0182] 一旦导管已移动,套筒(2704)便可退回以露出导管的一个或多个构件。例如,当套筒(2704)退回时,弹簧丝电极(2708)(图27C和27D中未示出)可从导管朝第二导管(2718)延伸(并且在一些情形中,朝第二导管(2718)的一个或多个瘘管形成元件)延伸。另外,一个或多个对齐元件可有助于相对于第二导管(2718)定位导管(2700)。例如,联接磁体(2710)可被吸至第二导管(2718)的一个或多个联接磁体(未示出)并与其对齐,以相对于第二导管(2718)定向弹簧丝电极(图27C和27D中未示出),如图27C所示。一旦导管就位并适当对齐,近侧(2712)和远侧(2714)球囊便可被充注,如图27C所示。在一些情形中,球囊(2712)和(2714)可保持导管(2700)相对于血管就位。另外,各球囊可暂时相对于血管的其余部分密封血管的该部分。

[0183] 一旦近侧(2712)和近侧(2714)球囊已被充注,便可向抽吸端口(2702)施加真空或另一种抽吸,以便从静脉(2716)去除近侧(2712)和远侧(2714)球囊之间的任何流体。在近侧(2712)和远侧(2714)球囊在静脉(2716)内形成密封件的情形中,抽吸还可使静脉(2716)的一部分在导管(2700)周围塌缩,如图27D所示。此时,电流可供给至弹簧丝电极(2708)(并且在一些情形中被第二导管(2718)的接地电极带走)以烧蚀和/或气化导管之间的组织。在另一些情形中,电流可供给至第二导管(2718)的主动电极(未示出)并被弹簧丝电极(2708)带走。另外,由于已经由抽吸端口(2702)从静脉(2716)去除任何血液或其它流体,因此在组织烧蚀期间损失到周围流体的电流减少。虽然导管(2700)和(2718)在图27C和27D中被示为被安放在静脉(2716)和动脉(2720)中,但应该认识到,这些导管可被安放在任何合适的血管中。在一些变型中,导管(2700)可被安放在动脉中,而第二导管(2718)可被安放在静脉中。在又一些变型中,两导管都被安放在静脉中。还应该认识到,两导管都可包括抽吸端口。

#### [0184] 近侧转接器

[0185] 本文描述的导管可包括位于其近端的一个或多个近侧转接器和/或手柄。这些元件可有助于使导管移动或对齐,致动一个或多个瘘管形成元件,和/或将一种或多种流体或物质传送到导管中或通过导管。图13A和13B示出了适合供本文描述的导管使用的转接器的两个变型。图13A示出了包括转接器(1302)的导管(1300)的一个变型。导管(1300)可包括任何合适的瘘管形成元件和/或对齐特征结构,例如上述那些。如其中所示,转接器(1302)包括第一端口(1306)、第二端口(1308)和第三端口(1312)。尽管在图13A中被示为具有三个端口,但转接器可包括任何合适数量的端口(例如,0、1、2、3、4或更多),并且每个端口都可服务有用的功能(例如,将一个或多个元件或一种或多种物质导入导管中或穿过导管)。例如,在图13A所示的变型中,第一端口(1306)可用来将流体或物质(例如,造影剂、冲洗剂、药剂和/或静脉内流体)导入内腔(未示出)中,并且可与液态或气态流体源(例如,流体泵、注射器等)连接。类似地,第二端口(1308)可允许导入用于将电流驱动至电极(未示出)的电外科引线(1320)。在导管(1300)不包括电极的变型中,任何合适的控制元件(例如,推杆、拉线等)可经由端口进入导管以控制瘘管形成。最后,第三端口(1312)可允许一个或多个装置

(例如,导线)经由止血阀(1316)穿过导管。虽然在图13A中被示为具有止血阀(1316),但第三端口(1312)无需具有这种阀。应该认识到,近侧转接器的各个端口可会聚到单个内腔中,或者可提供对不同内腔的介入。可根据需要为了其它功能而设置另外的端口,例如观察端口、致动器端口、抽吸端口等。端口可具有任何合适的连接形状因素,例如螺纹连接器、鲁尔连接器等。

[0186] 图13B示出了导管(1318)的另一个变型。如其中所示,导管(1318)包括与图13A所示的导管(1300)的变型相同的近侧转接器,且因此为图13B所示的变型使用相同的附图标记。图13B中另外示出了套筒(1322),该套筒可设置在导管的一部分上方,并且可用来调节电极烧蚀表面(1304)与血管壁(未示出)之间的接触。套筒(1322)的位置可至少部分由毂部(1324)控制。用户可操纵毂部(1324)以使套筒(1322)相对于导管(1300)向近侧或远侧移动。这又可使套筒(1322)覆盖或露出电极烧蚀表面(1304)。

[0187] 转接器的一些变型包括可有助于手术施行者将导管相对于彼此定向的一个或多个对齐特征结构。例如,图15A和15B所示且上文更详细地描述的转接器(1502)的变型可包括对齐突起(1506),其中对齐突起(1506)的旋转定向映射为瘘管形成组件的电极烧蚀表面对应的旋转定向。例如,当两个导管(1500)被安放在两个邻接的血管(未示出)中时,各导管(1500)的对齐突起(1506)可彼此对齐,以使各导管上的相应瘘管形成构件(1508)对齐。

[0188] 应该认识到,任何本文描述的导管包括如上所述的瘘管形成元件、对齐元件、导管本体、近侧转接器和/或可膨胀结构的任意结合,并且导管或导管的结合可用来以任何合适的方式形成瘘管。

#### [0189] 系统

[0190] 本文还描述了用于在血管之间形成瘘管的系统。通常,该系统可包括第一导管,该第一导管可包括一个或多个瘘管形成元件。第一导管可包括如上文更详细地描述的任何瘘管形成元件或瘘管形成元件的结合。例如,在一些变型中,第一导管可包括一个或多个电极,其可包括上文更详细地描述的任何电极结构。在一些变型中,第一导管可包括一个或多个机械切割元件,例如上文更详细地描述的刀片中的一个或多个。另外或可供选择地,第一导管可包括可用来向组织传送激光能的一个或多个光纤。在第一导管包括基于电极的瘘管形成元件的变型中,该系统可包括一个或多个接地电极,该接地电极在一些变型中可定位在患者体外。

[0191] 在一些变型中,第一导管可包括一个或多个对齐元件。在一些变型中,第一导管可包括可用来改变第一导管的形状的一个或多个形状改变元件。在这些变型的一部分中,第一导管可包括异形线和/或一个或多个拉线,如上文更详细地描述的。另外或可供选择地,第一导管可包括一个或多个标记,例如上文更详细地描述的那些。另外或可供选择地,第一导管可包括一个或多个磁体。在这些变型中,第一导管可包括对齐磁体和/或联接磁体的任意结合。在一些变型中,第一导管可包括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个磁体阵列。另外或可供选择地,第一导管可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个磁体阵列。

[0192] 第一导管可包括任何合适的导管本体,如上文更详细地描述的。在一些变型中,第一导管可包括至少部分地延伸穿过导管本体的一个或多个内腔。在一些变型中,第一导管可构造成在导线上或沿着导线移动。在一些变型中,第一导管可包括导线可穿过的内腔。在另一些变型中,第一导管可包括快速交换部分。另外,在一些变型中,第一导管可包括一个

或多个可膨胀元件,如上文更详细地描述的。在一些变型中,第一导管可包括一个或多个球囊。在这些变型的一部分中,第一导管可包括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个球囊,和/或可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个球囊。

[0193] 在一些变型中,该系统还可包括第二导管。在一些变型中,第二导管可包括瘘管形成元件,但无需这样。在第二导管确实包括瘘管形成元件的变型中,第二导管可包括如上文更详细地描述的任何瘘管形成元件或瘘管形成元件的结合。例如,在一些变型中,第二导管可包括一个或多个电极,该电极可包括上文更详细地描述的任何电极结构。在一些变型中,第二导管可包括一个或多个机械切割元件,例如上文更详细地描述的刀片中的一个或多个。另外或可供选择地,第二导管可包括可用来向组织传送激光能的一个或多个光纤。第二导管的瘘管形成元件可与第一导管的瘘管形成元件相同或不同。

[0194] 在一些变型中,第一导管可包括构造成在瘘管形成期间延伸穿过脉管组织的电极(例如,下文更详细地描述的线电极或其它可展开的电极中的一个或多个),第二导管可构造成在烧蚀期间接纳或以其它方式接触第一导管的电极的一个或多个部分。在一些变型中,第二导管可包括用于接纳第一导管的电极的一部分的一个或多个凹部或凹窝,如上文更详细地描述的。在一些变型中,第二导管的电极可构造成在瘘管形成期间接纳第一导管的电极。在一些变型中,电极或其它接纳表面可包括一个或多个绝缘涂层,例如上文更详细地描述的那些。

[0195] 在一些变型中,第二导管可包括一个或多个对齐元件。在一些变型中,第二导管可包括可用来改变第二导管的形状的一个或多个形状改变元件。在这些变型的一部分中,第二导管可包括异形线和/或一个或多个拉线,如上文更详细地描述的。另外或可供选择地,第二导管可包括一个或多个标记,例如上文更详细地描述的那些。另外或可供选择地,第二导管可包括一个或多个磁体。在这些变型中,第二导管可包括对齐磁体和/或联接磁体的任意结合。在一些变型中,第二导管可包括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个磁体阵列。另外或可供选择地,第二导管可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个磁体阵列。在第一和第二导管两者都包括对齐元件的变型中,导管可包括相同构型的对齐元件,或者可包括不同构型的对齐元件。

[0196] 第二导管可包括任何合适的导管本体,如上文更详细地描述的。在一些变型中,第二导管可包括至少部分地延伸穿过导管本体的一个或多个内腔。在一些变型中,第二导管可构造成在导线上移动或沿着导线移动。在一些变型中,第二导管可包括导线可穿过的内腔。在另一些变型中,第二导管可包括快速交换部分。另外,在一些变型中,第二导管可包括一个或多个可膨胀元件,如上文更详细地描述的。在一些变型中,第二导管可包括一个或多个球囊。在第二导管包括瘘管形成元件的变型中,第二导管可包括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个球囊,和/或可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个球囊。

[0197] 方法

[0198] 本文描述的方法可用来在两个紧密相关的血管之间(例如,静脉与动脉之间、两个静脉之间等)形成瘘管。通常,在这些方法中,一个或多个瘘管形成元件可被致动以钻穿、穿透或以其它方式在两个血管之间形成通道,使得血液可直接在两个邻接的血管之间流动。当这种瘘管形成时,可在无需连接或结合血管的单独的装置或结构(例如,缝合线、支架、分流器等)的情况下形成止血。

[0199] 通常,本文描述的方法包括使用第一导管介入第一血管,并使第一导管移动到血管内的目标位置。在这些方法的一部分中,利用第二导管介入第二血管,并移动到第二血管内的目标位置。在这些方法的一部分中,第一导管移动到动脉中,而第二导管移动到静脉中。换言之,第一导管移动到第一静脉中,而第二导管移动到第二静脉中。在又一些方法中,第一导管移动到第一动脉中,而第二导管移动到第二动脉中。第一和/或第二导管可以以任何合适的方式移动,例如使用塞丁格技术或其它相似的技术。移动可以在也可以不在间接观察(例如,经由荧光检查、x射线或超声波)下发生。第一和第二导管可以以相同的方式移动,或者可以以不同方式移动。在导管之一构造成用于在导线上移动的变型中(例如,上文关于图1A-1C所述的导管(100)),导管可沿着导线移动。在导管之一具有固定地附接到其末端上的变型(例如,上文关于图16A和16B所述的导管(1600))中,导线可穿过脉管系统移动到目标位置。在另一些变型中,一个或多个外部磁体可帮助使导管移动或将导管定位在目标位置。例如,图17A和17B分别示出了可用来帮助使导管(1702)在血管(1704)内移动的外部磁体(1700)的透视图和侧视图。外部磁体(1700)可与导管的任何合适的部分(例如,固定导线(1706)、一个或多个磁性对齐元件等)相互作用以在导管(1702)与外部磁体(1700)之间形成吸力。该吸力可用来在移动期间拉动、推动或以其它方式操纵导管。

[0200] 一旦第一和/或第二导管已移动到相应血管中,导管便可进行调节以实现导管在血管内的定位和/或导管相对于彼此的定位。在第一导管已移动到第一血管中且第二导管已移动到第二血管中的变型中,第一和第二导管可进行调节以使第一和第二导管的至少一部分彼此靠拢,这可用于使血管更加接近。在一些变型中,第一或第二导管中的每一者都可包括一个或多个磁性对齐元件,例如上文更详细地描述的那些。磁性对齐元件可引起第一和第二导管之间的吸力,该吸力可将导管拉拢。在一些情形中,该吸力可足以压缩第一和第二导管之间的组织。例如,在第一和第二导管包括平坦烧蚀表面的变型中,如上所述,该吸力可展平和/或压缩烧蚀表面之间的脉管组织。在另一些变型中,第一和/或第二导管可包括一个或多个形状改变部件,例如在图25A-25D中关于导管(2500)所述的那些,并且该方法包括利用形状改变部件来改变第一和/或第二导管的形状。改变第一和/或第二导管的形状可有助于使第一和第二血管贴近,如上所述。另外,形状变化还可用于压缩第一和第二血管之间的组织,如上所述。

[0201] 在一些变型中,调节第一和第二导管可包括轴向和/或旋转地对齐导管。例如,导管可定向成使得第一或第二导管的瘘管形成元件定位成在特定位置形成瘘管。在第一和第二导管两者都包括瘘管形成元件(例如,活动电极和接地电极)的变型中,导管可定向成使这些瘘管形成元件对齐。导管可以以任何合适的方式对齐。在第一和/或第二导管包括一个或多个标记的变型中,例如上述那些,标记可以被看到(例如,经由荧光检查、x射线等)以确保导管相对于彼此具有正确的轴向和/或径向定向。另外,在第一和/或第二导管包括一个或多个磁性对齐元件(例如,一个或多个联接磁体,如上文更详细地描述)的变型中,磁性对齐元件可用来轴向和/或旋转地相对于第二导管定向第一导管。

[0202] 另外,在一些变型中,一个或多个球囊或可膨胀部件,例如上述那些,可用来帮助定位第一和/或第二导管,或者可用于保持第一和/或第二导管在血管内就位。例如,在一些变型中,导管之一的球囊或可膨胀部件的膨胀可接合血管的内部,这可保持该导管在血管内就位。在另一些方法中,球囊或可膨胀部件的膨胀可偏压或以其它方式将瘘管形成压靠

在血管组织上,这可协助瘘管形成。

[0203] 一旦导管已定位并进行调节,便可使用一个或多个瘘管形成元件来在两个血管之间形成瘘管。例如,在一些变型中,第一和第二导管中的一者包括瘘管形成元件(例如,电极、切割刀片等),而其它导管不包括瘘管形成元件。在另一些变型中,两个导管都包括瘘管形成元件。在这些变型的一部分中,第一和第二导管的瘘管形成元件用于形成不同瘘管。在另一些变型中,第一和第二导管的瘘管形成元件互相作用以形成同一个瘘管。例如,在一些变型中,第一和第二导管均包括至少一个电极。在这些方法中,电流可施加至导管之一的电极,可从另一个导管的电极被带走,并且可随着电流通过其中而烧蚀或以其它方式气化组织。如上所述的电极的任何合适的结合可用于形成瘘管。在另一些方法如上述方法中,瘘管的形成包括刺穿或刺破第一或第二导管的球囊,这可将一种或多种造影溶液释放到血管中。另外,在一些变型中,可在瘘管已形成之后使用球囊来修改瘘管。

[0204] 另外,可致动一个或多个球囊以实现血液相对于瘘管流动。例如,在形成动脉-静脉瘘管的变型中,可有益地扩张动脉和/或静脉的一个或多个部分。具体地,动脉在动脉-静脉瘘管上游的部分可膨胀以增大通过瘘管的流量。可供选择地或另外,静脉在瘘管下游的部分可扩张以有助于增大通过瘘管的流量。在一些变型中,可膨胀部件的一个或多个部分可包括用于诱发血管的一部分坏死或肿胀以减小通过其中的流量的电极。例如,在一些变型中,静脉在瘘管上游的部分可至少部分地闭塞以最大限度地减少静脉高血压。

[0205] 应该认识到,任何上述导管可用来利用上述方法形成瘘管。例如,在一些变型中,第一导管可移动到第一血管中,并且第一导管可包括一个或多个瘘管形成元件,例如上文更详细地描述的那些。例如,在一些变型中,第一导管可包括一个或多个刀片或其它机械切割元件。在这些变型的一部分中,第一导管可包括上文分别关于图22、37、38和39所述的导管(2200)、(3700)、(3800)和/或(3900)的刀片机构中的一个或多个。在另一些变型中,第一导管可包括一个或多个电极。该电极可包括一个或多个烧蚀表面,例如上文更详细地描述的那些。在一些变型中,该电极可包括引线,其中引线的一部分用作烧蚀表面。例如,第一导管可包括上文分别关于图21、31和32所述的导管(2100)、(3100)和/或(3200)的引线电极中的一个或多个。在又一些变型中,第一导管可包括用于将激光能传送到血管组织的一个或多个光纤或其它部件。应该认识到,在一些变型中,第一导管可包括两个或更多瘘管形成元件的结合。第一导管的瘘管形成元件可被致动或以其它方式用来在第一血管与第二邻接的血管之间形成瘘管。

[0206] 在一些变型中,第二导管可被安放在第二血管中。在一些变型中,第二导管可包括瘘管形成元件(例如上文更详细地描述的瘘管形成元件中的一个或多个),但无需这样。在第一导管包括一个或多个电极的变型中,第二导管还可包括一个或多个电极。在这些变型的一部分中,在组织烧蚀期间电流可通过第一导管的电极与第二导管的电极之间。在第一导管的瘘管形成元件构造成在组织瘘管形成期间伸出或以其它方式移动通过血管组织的变型(例如,刀片或其它机械切割装置、上述电极中的一个或多个)中,第二导管可包括用于在第一导管通过组织时接触或以其它方式接纳第一导管的瘘管形成元件的一个或多个区段或元件。例如,在一些变型中,第二导管可包括一个或多个凹窝或被涂覆的部分,例如上文分别关于导管(3300)、(3400)、(3500)和(3600)以及图33A-33B、34、35A-35B和36所述的那些。在这些变型的一部分中,凹窝或被涂覆的部分可构造成在第一导管穿过脉管组织时

接纳或以其它方式接触第一导管的电极。在一些变型中,第一导管的电极可定位成使得电极与第二导管的第一和多个电极相接触。在这些变型的一部分中,电极可包括一个或多个被涂覆的部分。在这些变型的一部分中,被涂覆的部分可包括可穿透涂层,使得电流可通过电极之间的可穿透涂层,但可防止两个电极之间的直接物理接触。另外或可供选择地,在一些变型中,第二导管可包括一个或多个球囊(例如,上文关于图26A和26B所述的导管(2600)的远侧球囊(2604)、中间球囊(2606)和近侧球囊(2608),使得瘘管形成元件(例如,电极、机械切割刀片)的移动可刺穿或以其它方式刺破球囊中的一个或多个。在一些变型中,这可从其释放一种或多种流体(例如,造影溶液)。

[0207] 在一些变型中,可能希望定向地形成瘘管,使得在形成第二血管前在第一血管中形成开口。例如,在瘘管形成在动脉与静脉之间的变型中,可能希望开始在静脉中形成瘘管。在这些变型中,在可在动脉中形成开口之前可在静脉中形成开口。如果在瘘管形成期间一个或多个导管发生故障使得未形成完整的瘘管,则该定向瘘管形成可防止在动脉中形成开口而不是在静脉中形成对应的开口。当动脉中在未完全形成瘘管的情况下形成开口时,动脉压力可将血液推入血管周围的脉管外空间中,这在一些情形中可能需要外科手术来固定。相反,在未充分形成瘘管的情况下在静脉中形成开口可引起一些血管外出血,但静脉压力可足够低使得不会发生明显的出血,这可允许血管自行愈合。虽然上文描述为用来从静脉到动脉定向形成瘘管,但还应该认识到,在一些情形中,可能希望从动脉到静脉、从第一静脉到第二静脉、或从第一动脉到第二动脉定向形成瘘管。在又一些变型中,导管可构造成大致同时穿过第一和第二血管形成瘘管。

[0208] 为了从第一血管(例如,静脉)到第二血管(例如,动脉)定向形成瘘管,可将包括瘘管形成元件的第一导管安放在第一血管中。第一瘘管形成元件可为如上文更详细地描述的任何合适的瘘管形成元件。在一些变型中,第二导管可被安放在第二血管中。在瘘管形成元件包括刀片或其它机械切割机构的瘘管形成元件中,刀片可被致动以刺破、刺穿或以其它方式穿过第一血管的组织。随着刀片穿过第一血管的组织,刀片还可切割第二血管的组织。在第一导管包括一个或多个电极的变型中,电极可从第一血管到第二血管定向形成瘘管。在一些变型中,电极可与电流发生器连接(例如,经由电流发生器的单极输出部),并且烧蚀表面可朝第二血管定向。在这些变型的一部分中,可将接地电极安放在患者体外,并且可经由第一导管的电极向组织施加电流。更靠近电极定位的第一血管的组织可比第二血管的组织更快地烧蚀或气化。另外,在电极构造成延伸穿过组织的变型中,电极可在接触并烧蚀第二血管的组织前首先接触并烧蚀第一血管的组织。另外,在一些变型中,该定向瘘管形成可在第一血管中形成比形成在第二血管中的开口大的开口。这在第一血管为静脉且第二血管为动脉的情形中可能是有用的。由于较大开口可提供比较小开口低的血液流动阻力,因此在静脉中形成较大开口可促进从动脉到静脉的流动,这可降低血液经瘘管渗出到脉管外空间中的可能性。

[0209] 如上所述,当第一导管被安放在第一血管中且第二导管被安放在第二导管中时,第一和第二导管可利用一个或多个对齐元件对齐。第一和第二导管可包括如上文更详细地描述的任何对齐元件或对齐元件的结合。在一些变型中,第一和/或第二导管可包括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个联接磁体。另外或可供选择地,第一和/或第二导管可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个联接磁体。另外或可供选择地,第一和/或第二导管可包

括位于瘘管形成元件近侧的一个或多个锚定磁体。另外或可供选择地,第一和/或第二导管可包括位于瘘管形成元件远侧的一个或多个锚定磁体。当第一导管被安放在第一血管中且第二导管被安放在第二血管中时,第一和第二导管的对齐元件可互相作用以有助于保持第一和第二血管靠拢。在另一些情形中,对齐元件可用来使第一导管的瘘管形成元件(例如上述那些)朝第二血管的组织 and/或第二导管的一个或多个部分(例如,瘘管形成元件、凹窝等)定向。

[0210] 在一些情形中,可能希望保持第一血管相对于第二血管就位。因此,在本文描述的一些方法中,第一血管的至少一部分可与第二血管的至少一部分结合或相对于第二血管固定。在一些变型中,第一和第二血管可在瘘管形成前结合。在另一些变型中,第一血管的一部分可在瘘管形成期间与第二血管结合。在又一些变型中,第一和第二血管可在瘘管形成之后结合。当第一血管在瘘管形成前与第二血管结合或相对于第二血管固定时,该连接可有助于使第一和第二血管之间在瘘管形成期间的相对移动最小化。另外,第一和第二血管之间的连接可有助于防止第一和第二血管之间在瘘管形成之后的相对移动,这可降低血液可能从瘘管渗出到脉管外空间中的可能性。

[0211] 在第一血管与第二血管结合或以其它方式相对于第二血管固定的方法中,血管可以以任何合适的方式结合。在一些变型中,一个或多个导管可构造成向血管传送电能、超声能量或激光能,以使第一血管的一部分与第二血管的一部分融合。在一些情形中,该能量施加可引起血管壁中的蛋白质的变性,并且来自各血管壁的变性的蛋白质可在能量施加之后交织,这可用于将血管融合在一起。

[0212] 图40A和40B示出了可借以使第一血管(4000)与第二血管(4002)结合的一种方法。第一血管(4000)可为动脉或静脉,而第二血管(4002)可为动脉或静脉。如图40A所示,第一导管(4004)可移动到第一血管(4000)中且第二导管(4006)可移动到第二血管(4002)中。第一(4004)和第二(4006)导管均可包括电极(4008)。在一些变型中,一旦移动到血管中,第一(4004)和第二(4006)导管便可被操纵以使第一血管(4000)更加接近第二血管(4002)。在一些变型中,第一和第二导管的一个或多个对齐元件(未示出)(例如上文更详细地描述的)可有助于使血管靠拢。一旦定位,便可经由导管(4008)中的一个或多个向脉管组织传送能量,这可形成脉管组织的融合区域(4010)。融合区域(4010)可用于保持第一血管(4000)相对于第二血管(4002)就位。电极(4008)可形成任何合适尺寸或形状的融合区域(4010)。在一些变型中,电极(4008)可构造成形成矩形融合区域(4010)。在另一些变型中,电极可构造成形成圆形或椭圆形融合区域(4010)。

[0213] 在另一些变型中,一种或多种生物相容的粘合剂可施加至第一血管和第二血管。在一些变型中,针或其它传送装置可穿过皮肤引导至第一和第二血管附近的位置,并且可喷射粘合剂以连接第一血管和第二血管。在这些变型中,包括一个或多个对齐元件的第一导管可被安放在第一血管中,包括一个或多个对齐元件的第二导管可被安放在第二血管中,并且对齐元件(例如,一个或多个磁体和/或一个或多个形状改变部分)可用于使第一和第二血管靠拢,使得粘合剂与第一和第二血管结合以将它们保持在贴近的位置。

[0214] 在另一些变型中,被安放在血管之一中的导管可用来传送一种或多种生物相容的粘合剂。图41示出了一种这样的方法,其中第一导管(4100)可被导入第一血管(4102)中。在一些变型中,第二导管(4104)可被导入第二血管(4106)中。在这些变型中,第一(4100)和第



二(4104)导管均可包括一个或多个对齐元件,该对齐元件可用于使血管如上文更详细所述靠拢。第一导管(4100)可包括针(4106),该针可从第一导管(4100)移动以刺穿第一血管(4102)的组织。当针(4106)的远端从血管(4102)移动出来时,粘合剂(4108)可从第一(4102)和第二(4106)血管之间的针被传送出来以将血管结合在一起。

[0215] 在又一些变型中,导管可传送一个或多个倒钩、钉子或其它植入物以将第一血管与第二血管连接。图42示出了一种这样的方法,其中第一导管(4200)可被导入第一血管(4202)中。在一些变型中,第二导管(4204)可被导入第二血管(4206)中。在这些变型中,第一(4200)和第二(4204)导管均可包括一个或多个对齐元件,该对齐元件可用于使血管如上文更详细所述靠拢。第一导管(4200)可构造成展开一个或多个倒钩(4108)、钉子(4110)或来自其的其它植入物。倒钩(4108)、钉子(4110)或其它植入物可被至少部分地传送通过第一血管(4202)的组织并至少部分地穿过第二血管(4206)的组织,并且可用于保持第一血管(4202)的组织相对于第二血管(4206)的组织就位。虽然在图42中被示为用来传送倒钩(4108)和钉子(4100)两者,但导管(4200)可构造成传送一个或多个倒钩、一个或多个钉子、一个或多个另外的植入物或其结合。

[0216] 当一个或多个导管用来将第一血管与第二血管结合或以其它方式连接时,应该认识到,相同导管中的一个或多个还可用来在第一和第二血管之间形成瘘管。在一些变型中,用来将第一和第二血管结合的同一机构还可用来形成瘘管。例如,在导管包括电极的变型中,同一电极既可用于融合脉管组织(例如,当第一功率输出施加至电极时),又可用于在两个血管之间形成瘘管(例如,当第二功率输出施加至电极时)。在另一些变型中,导管可包括用于结合两个血管的第一构件和单独的瘘管形成元件,例如上文更详细地描述的那些。

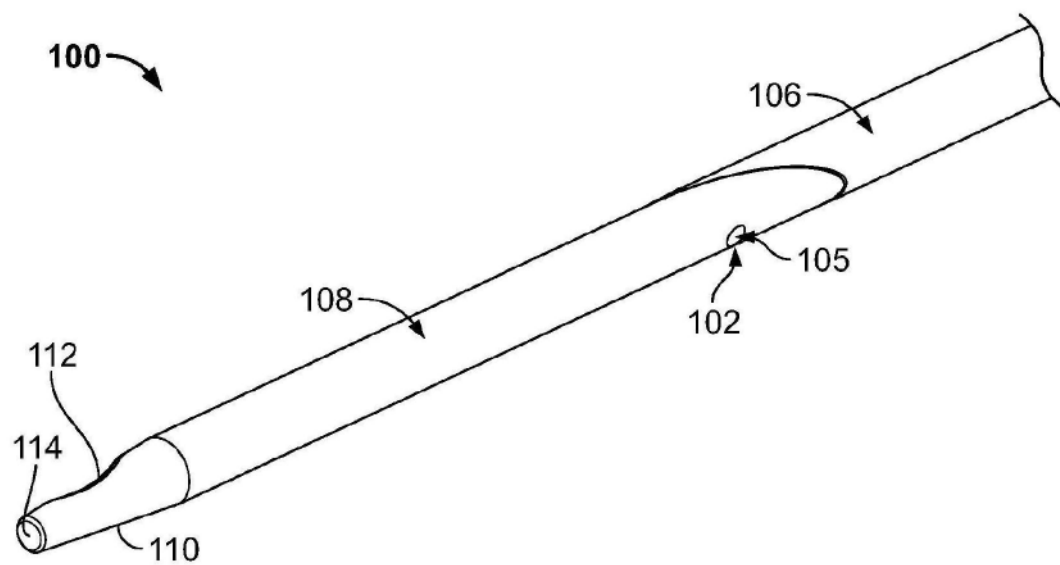


图1A

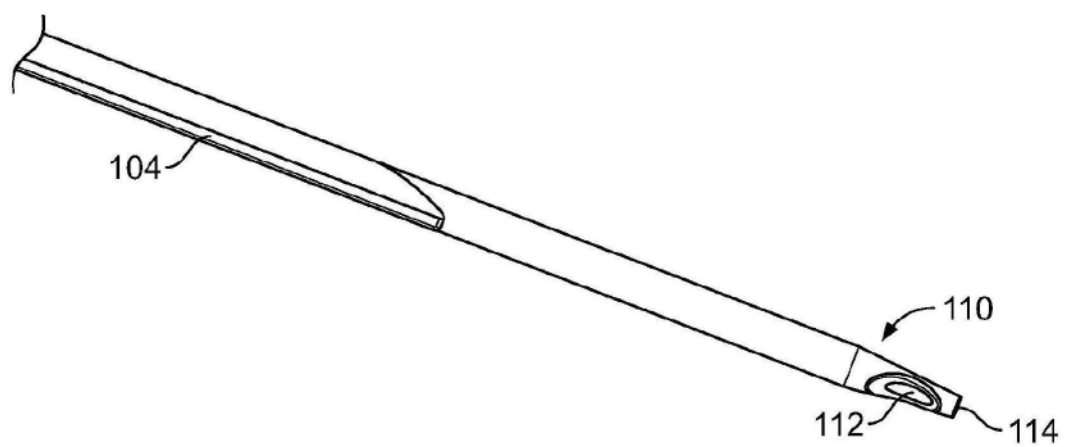


图1B

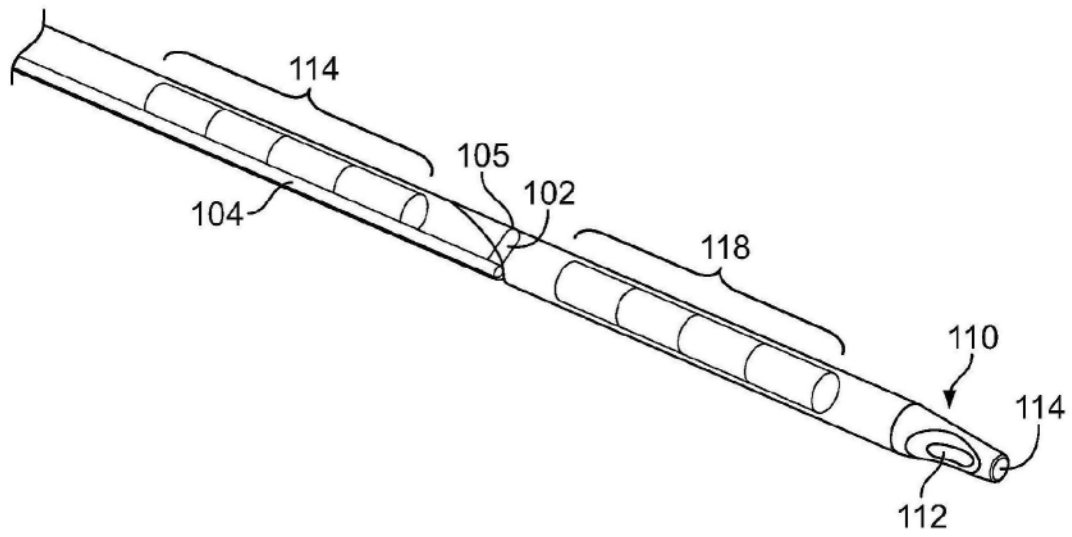


图1C

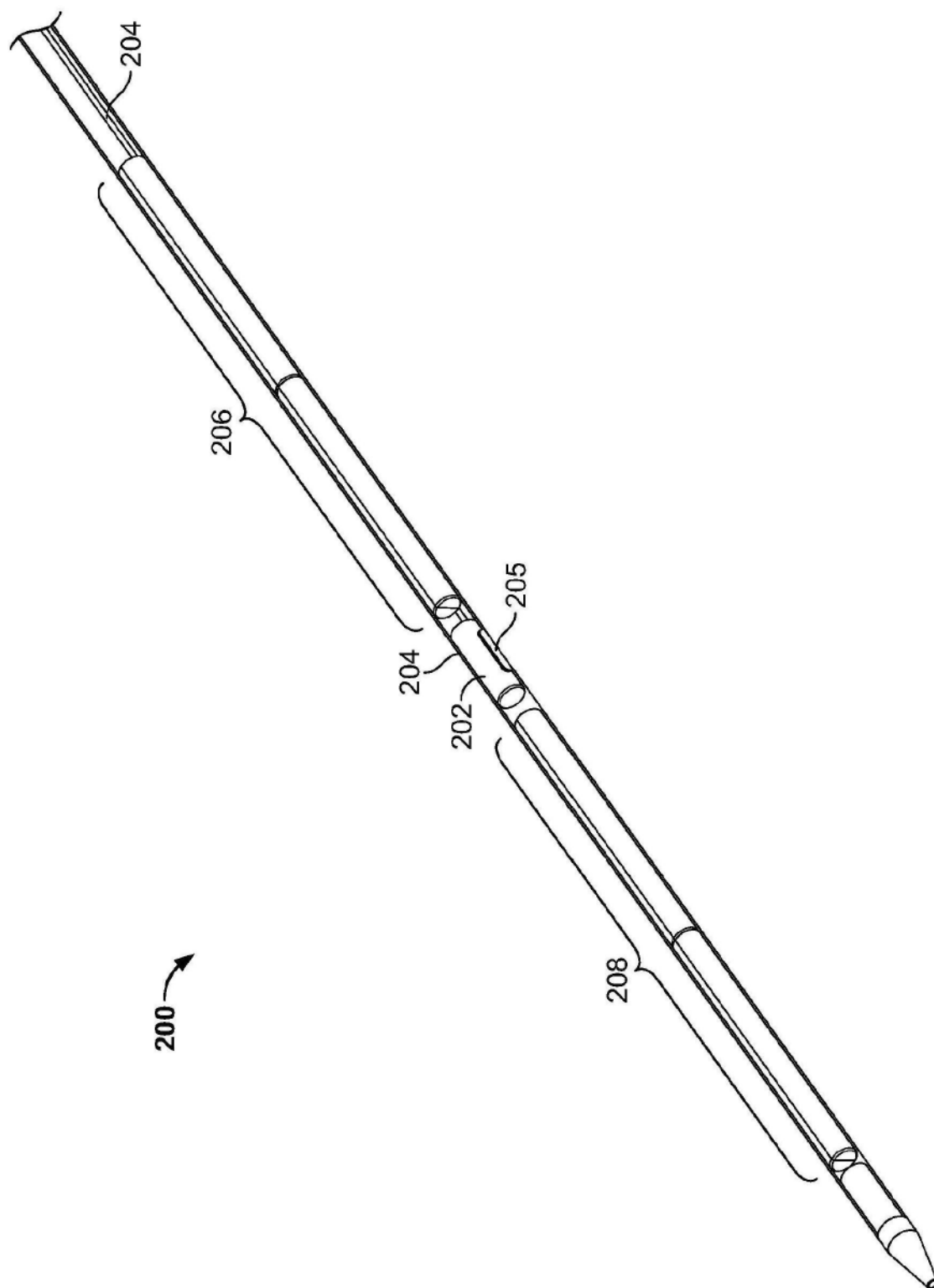


图2

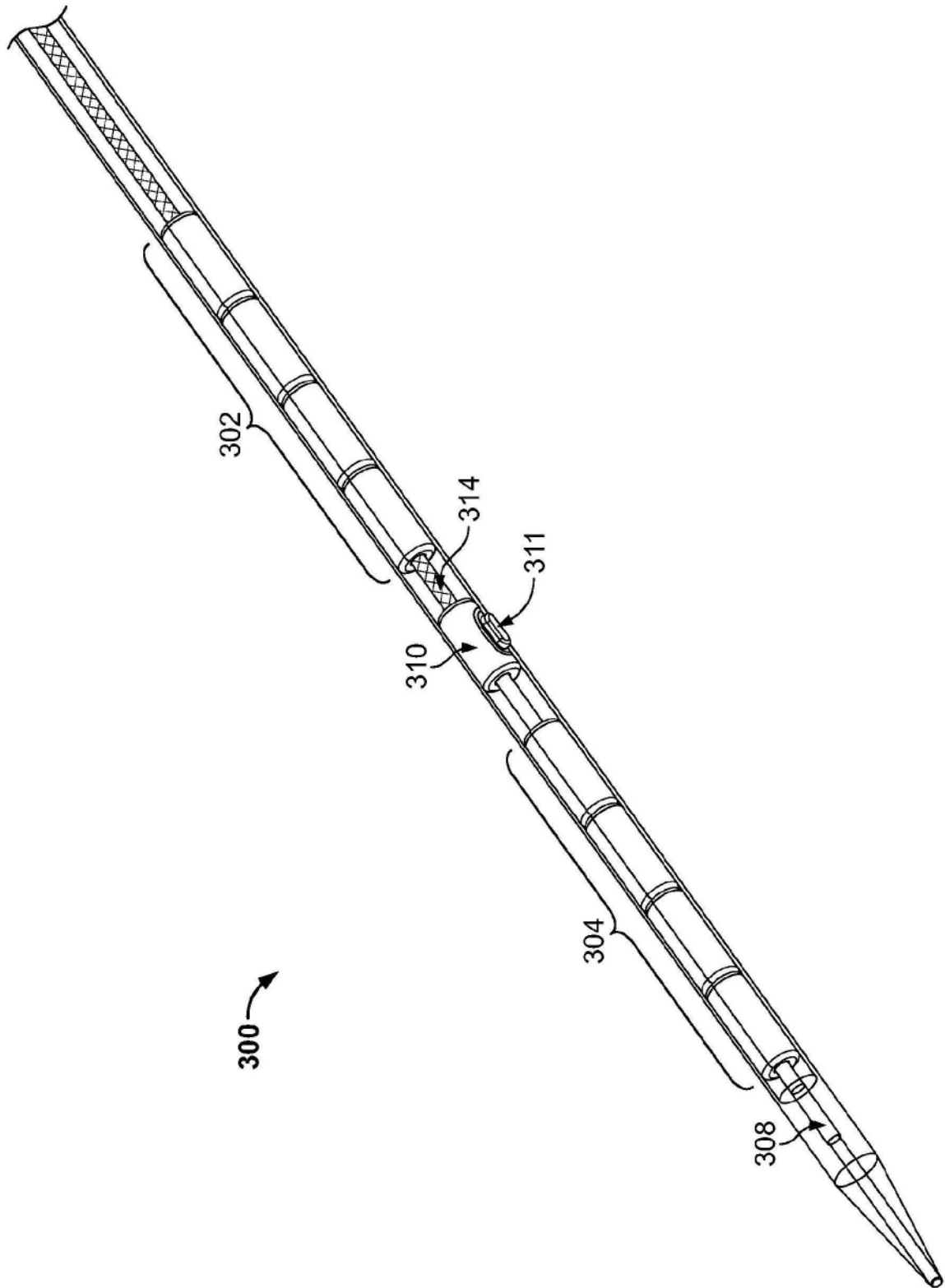


图3

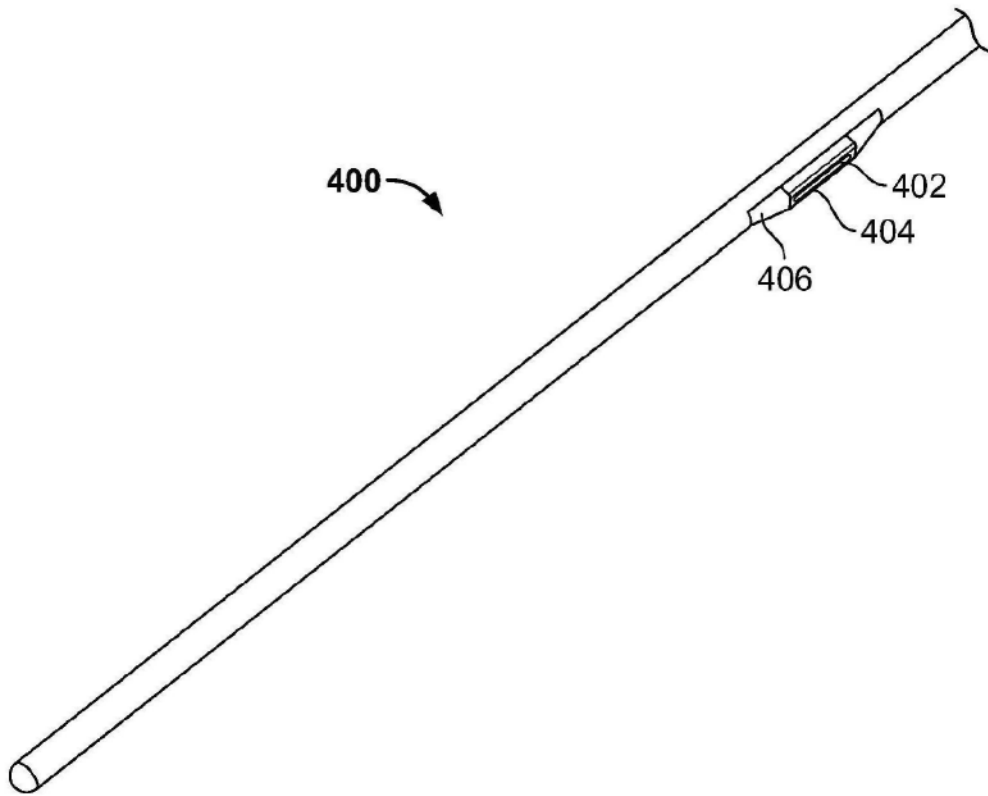


图4

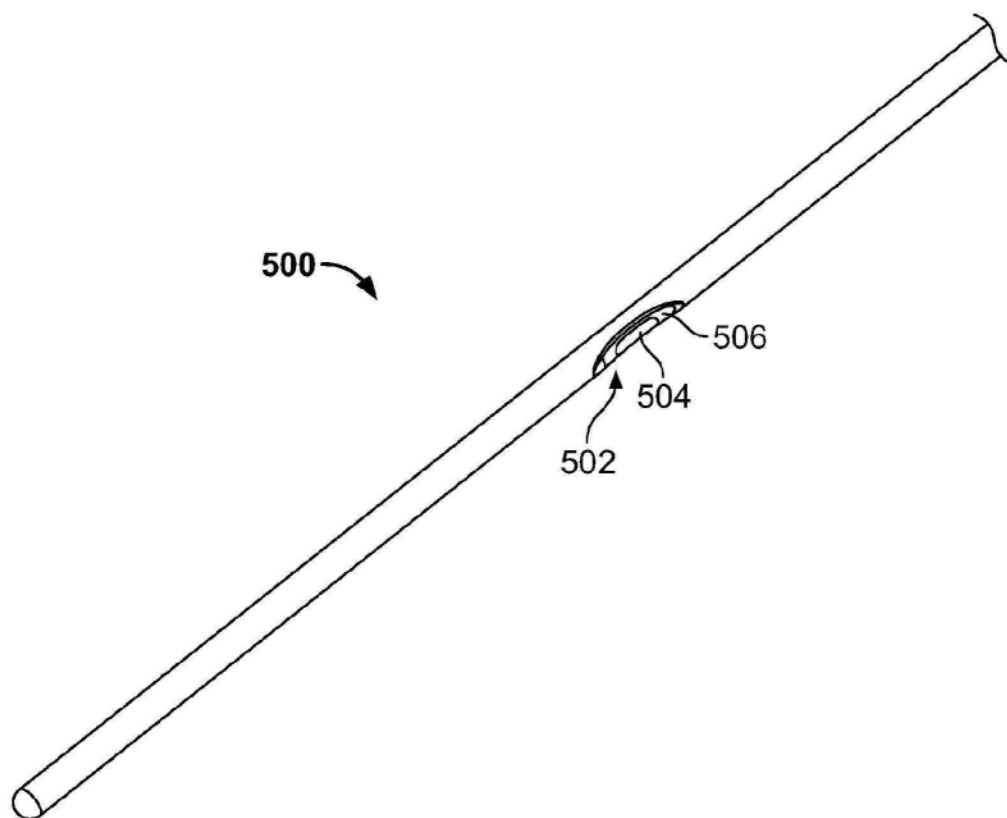


图5

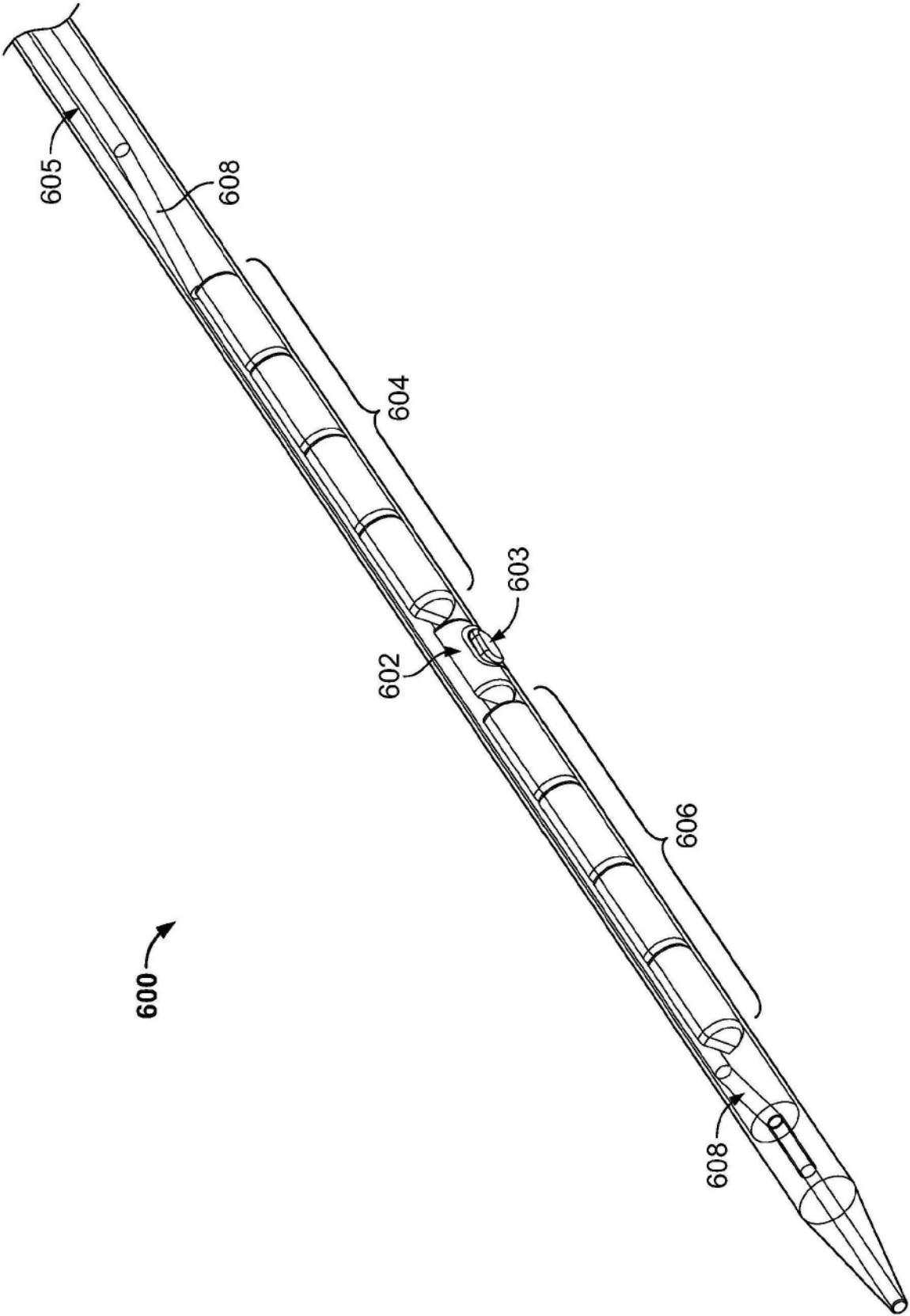


图6A



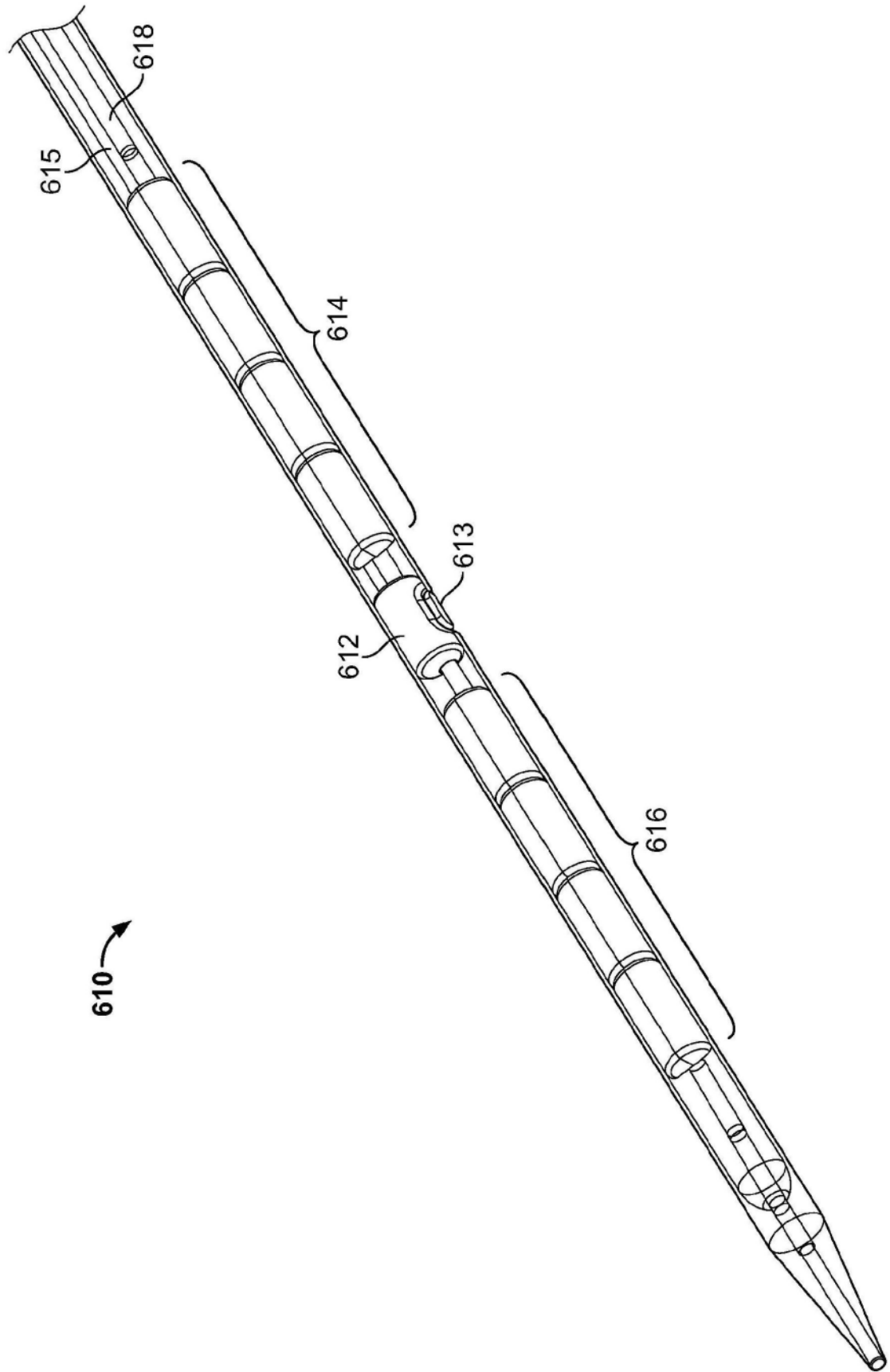


图6B

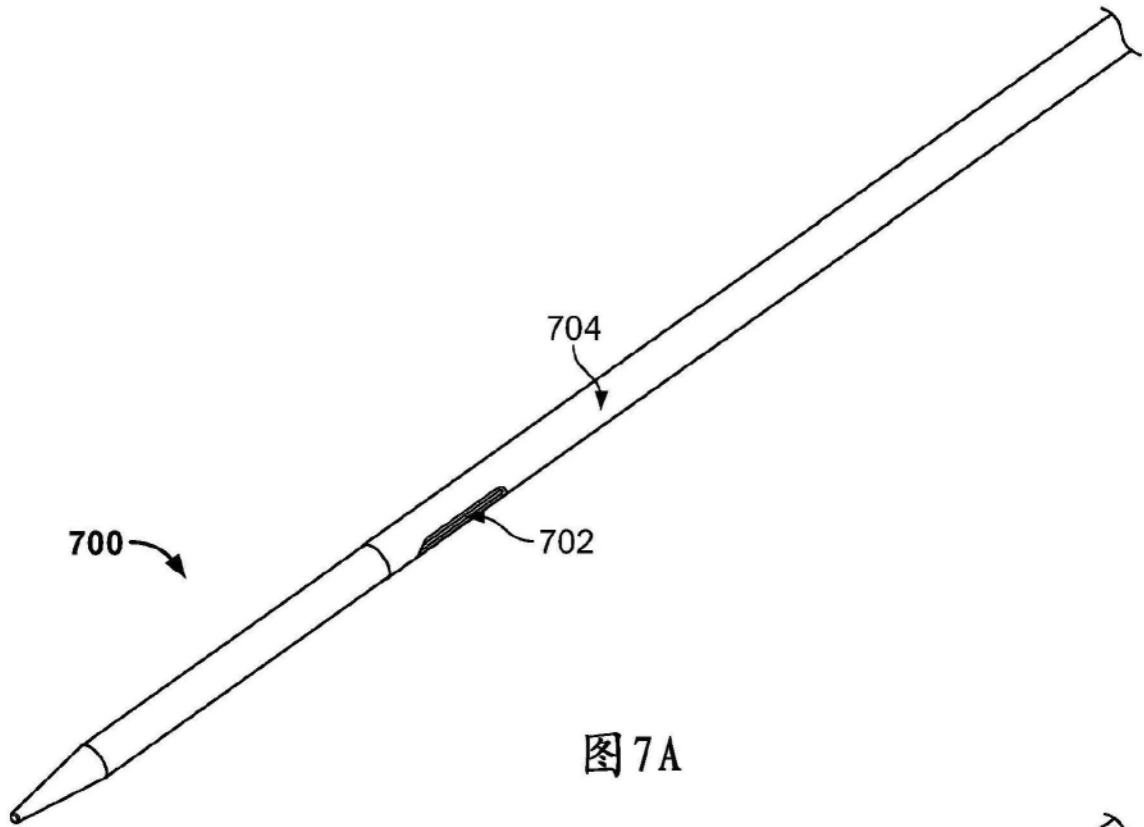


图7A

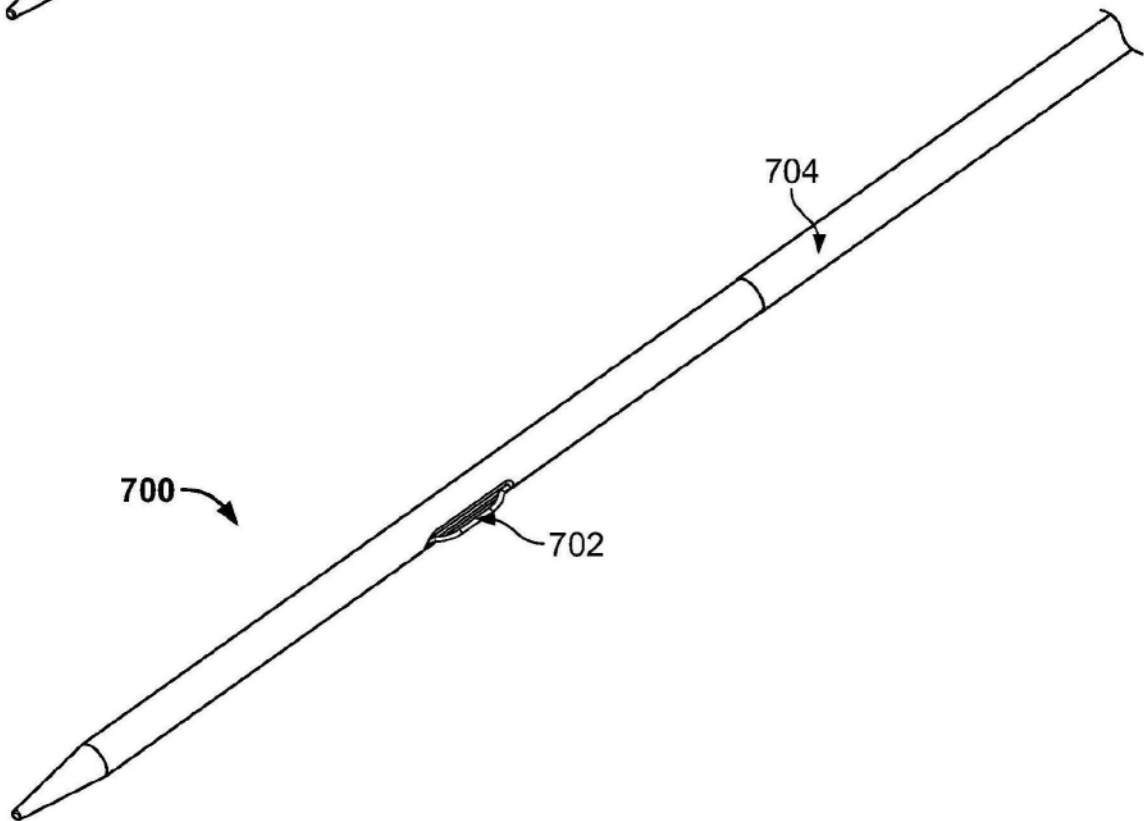


图7B

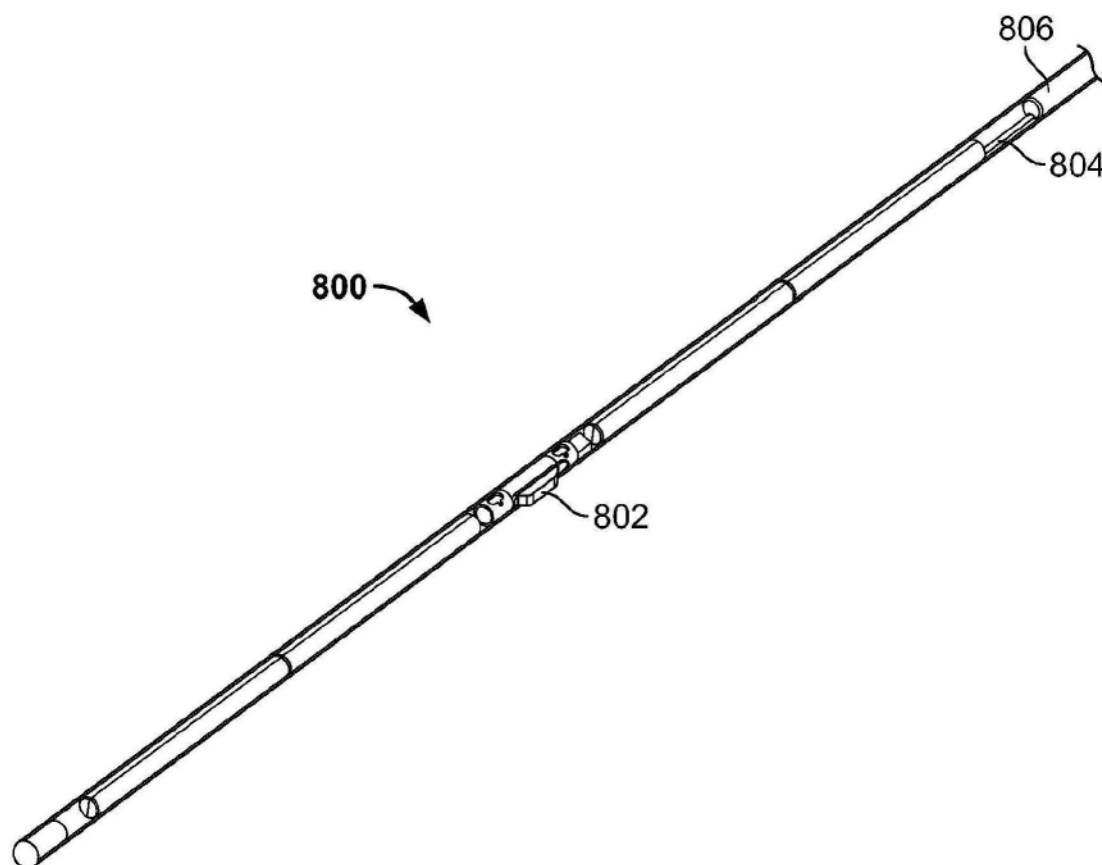


图8

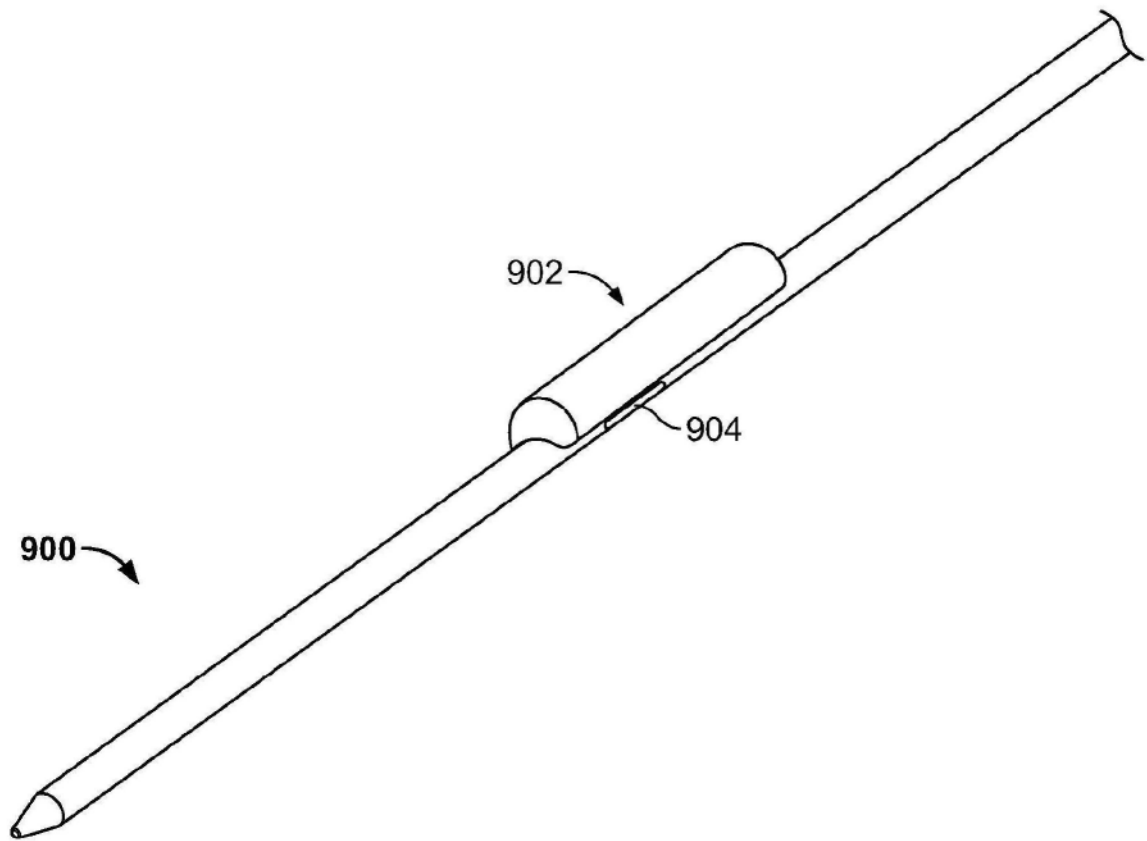


图9A

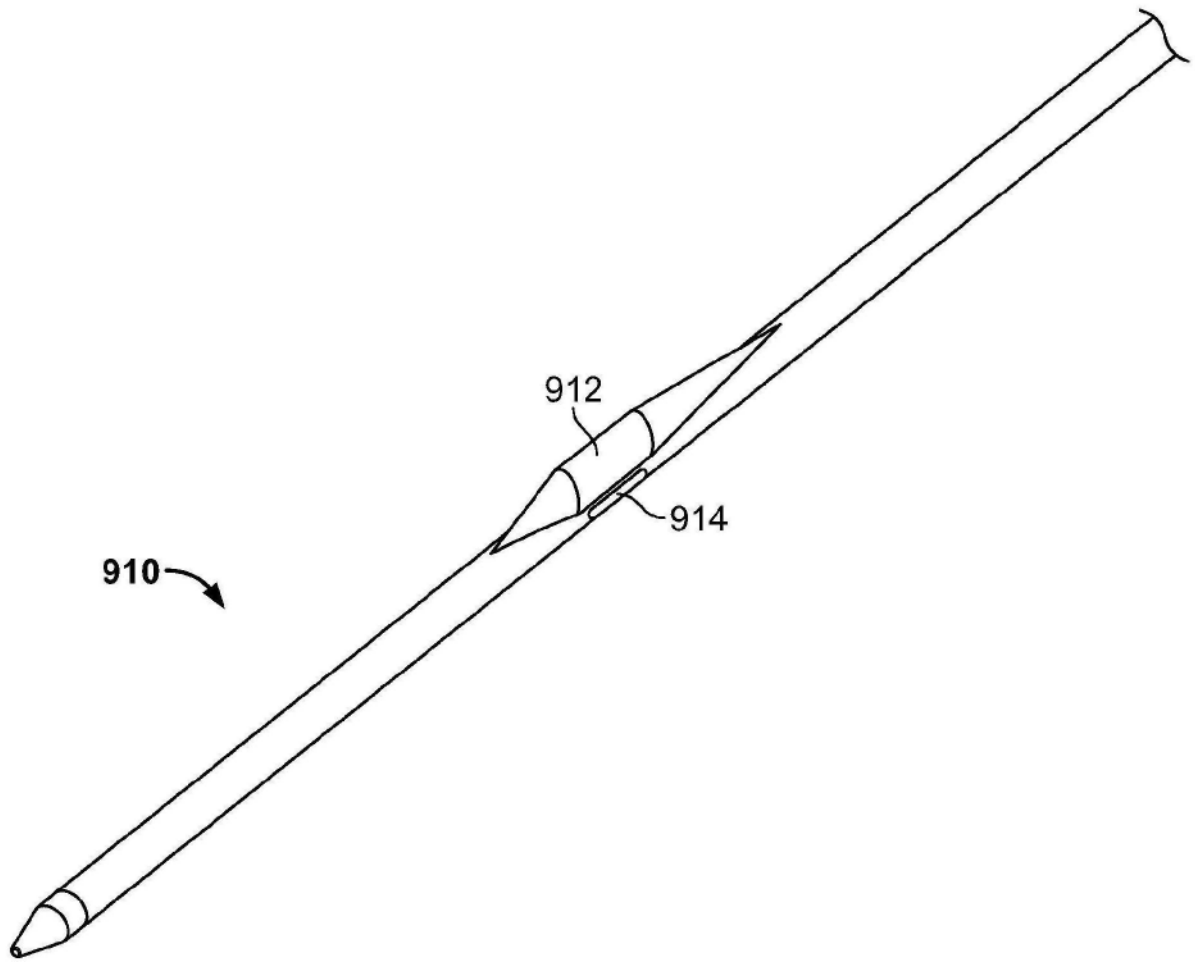


图9B

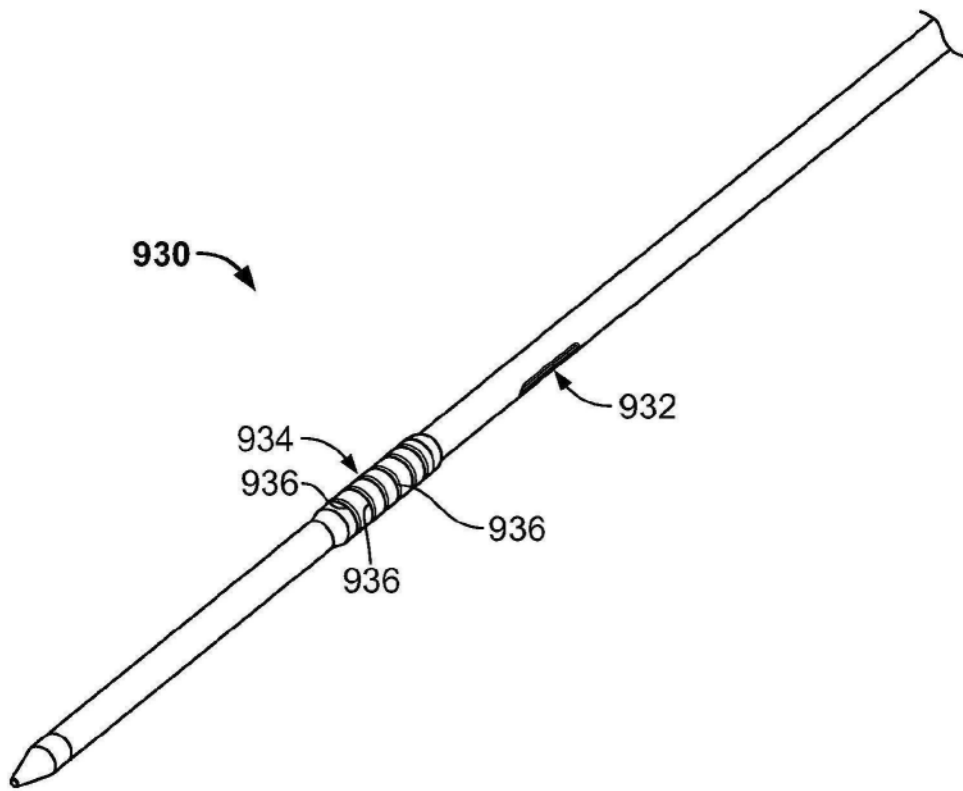


图9C

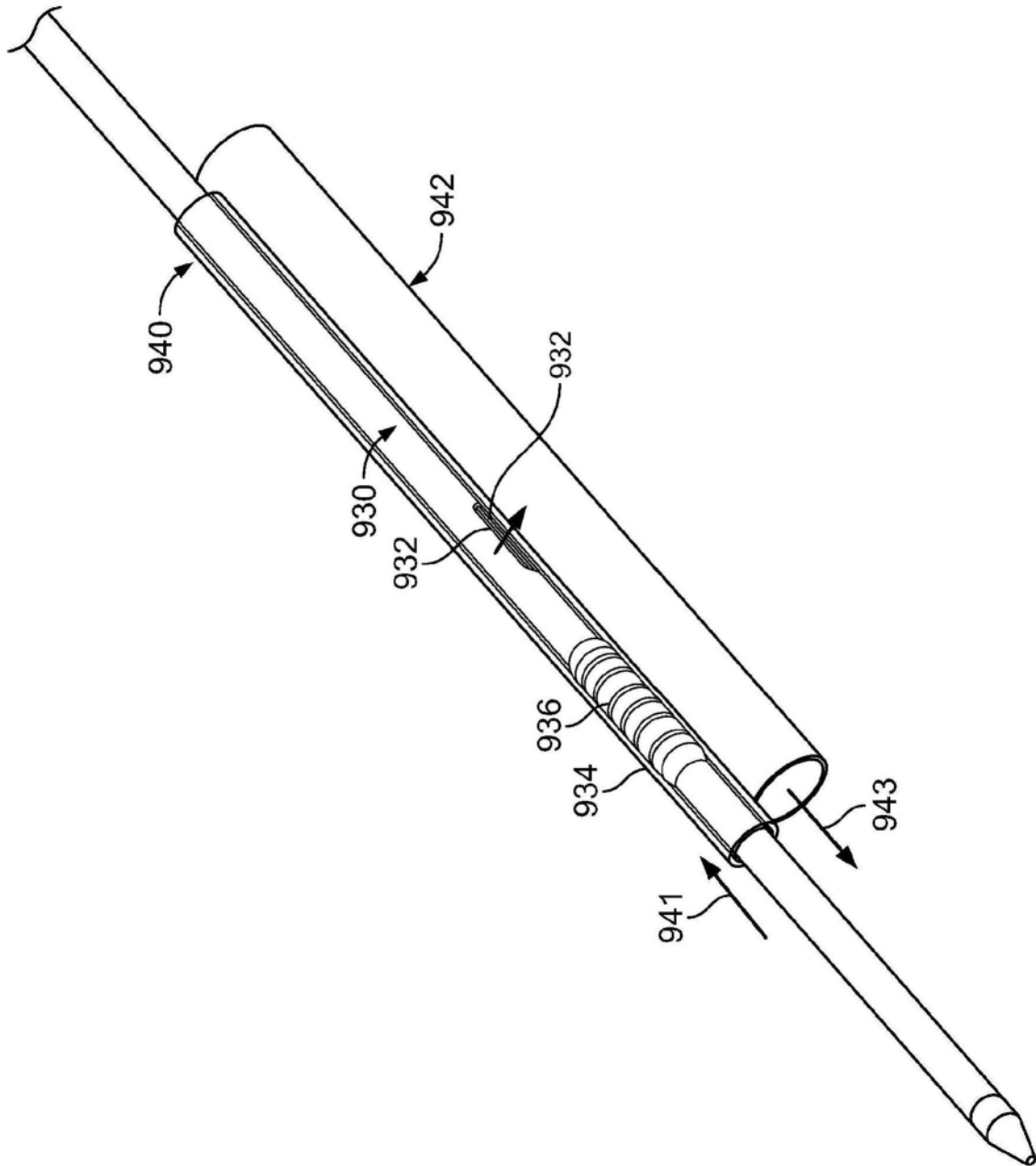
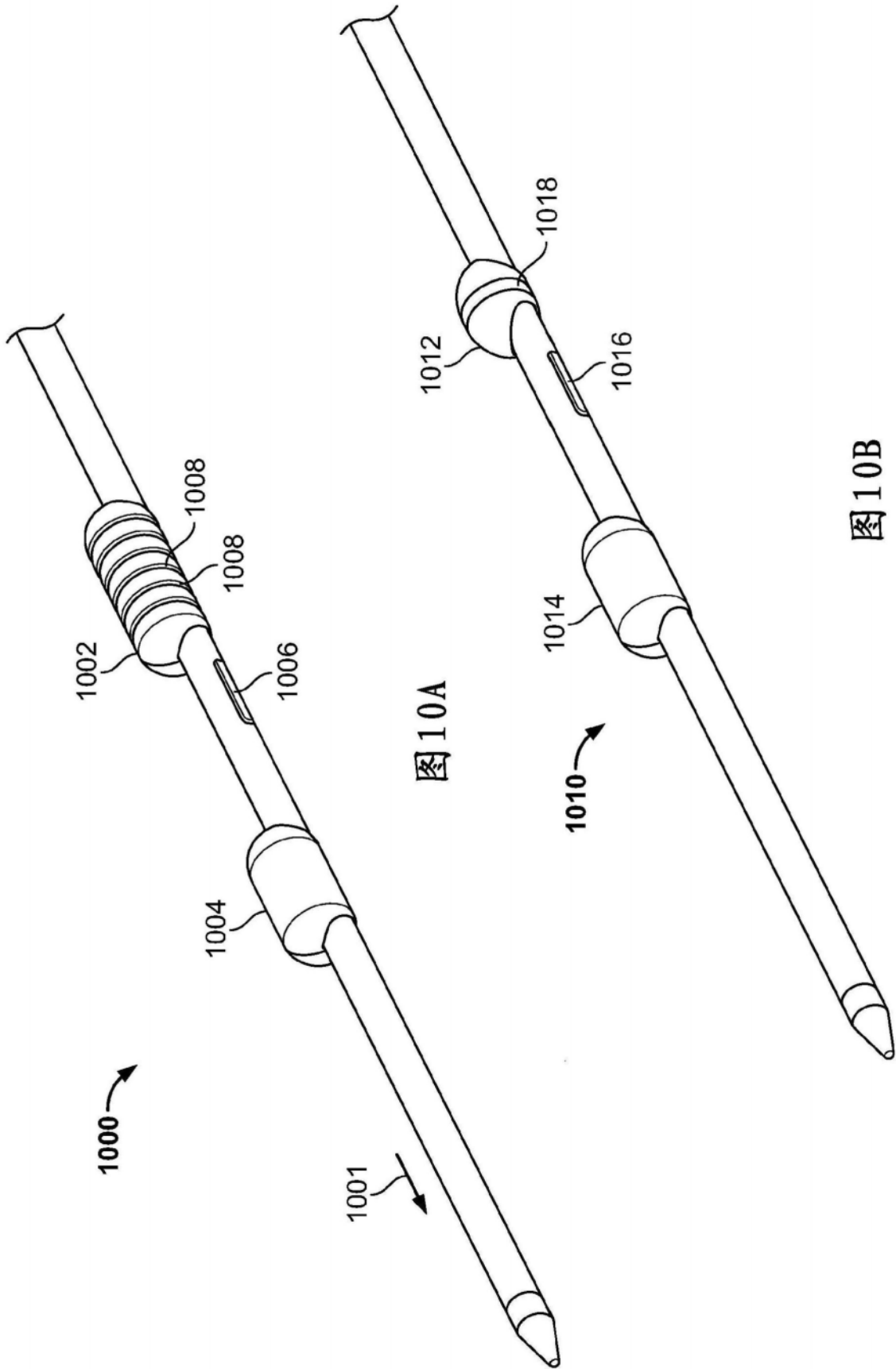


图9D





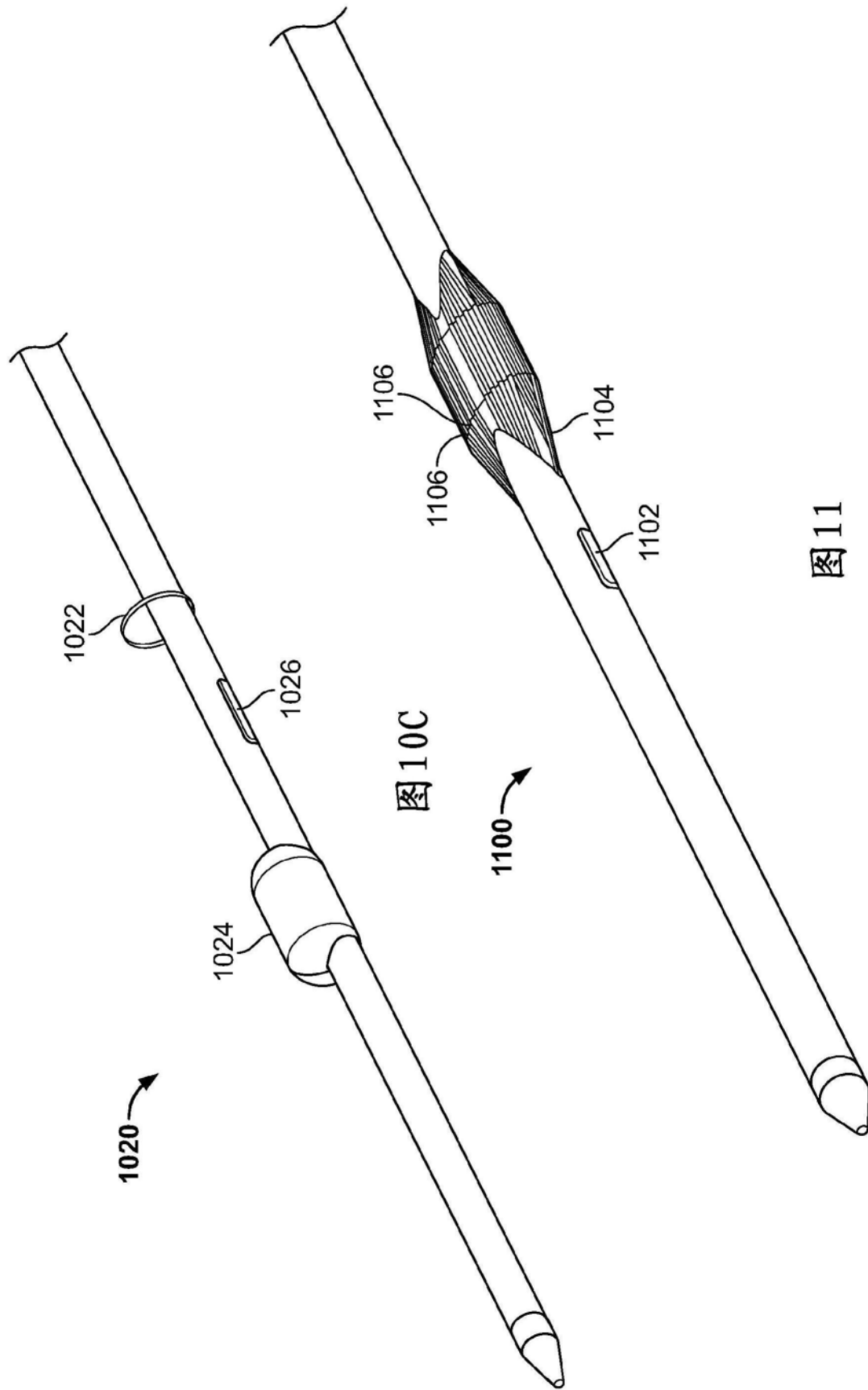


图11

图10C

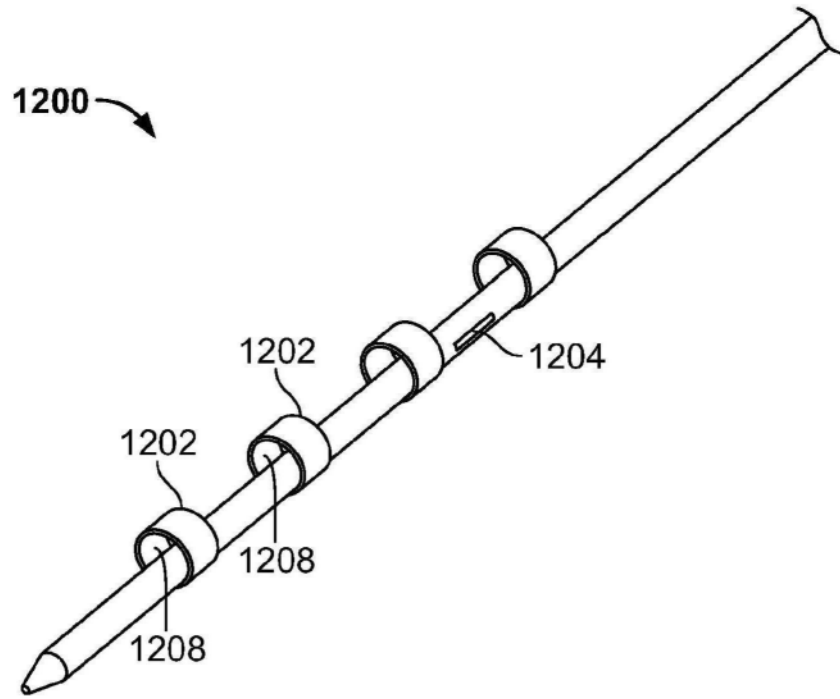


图12

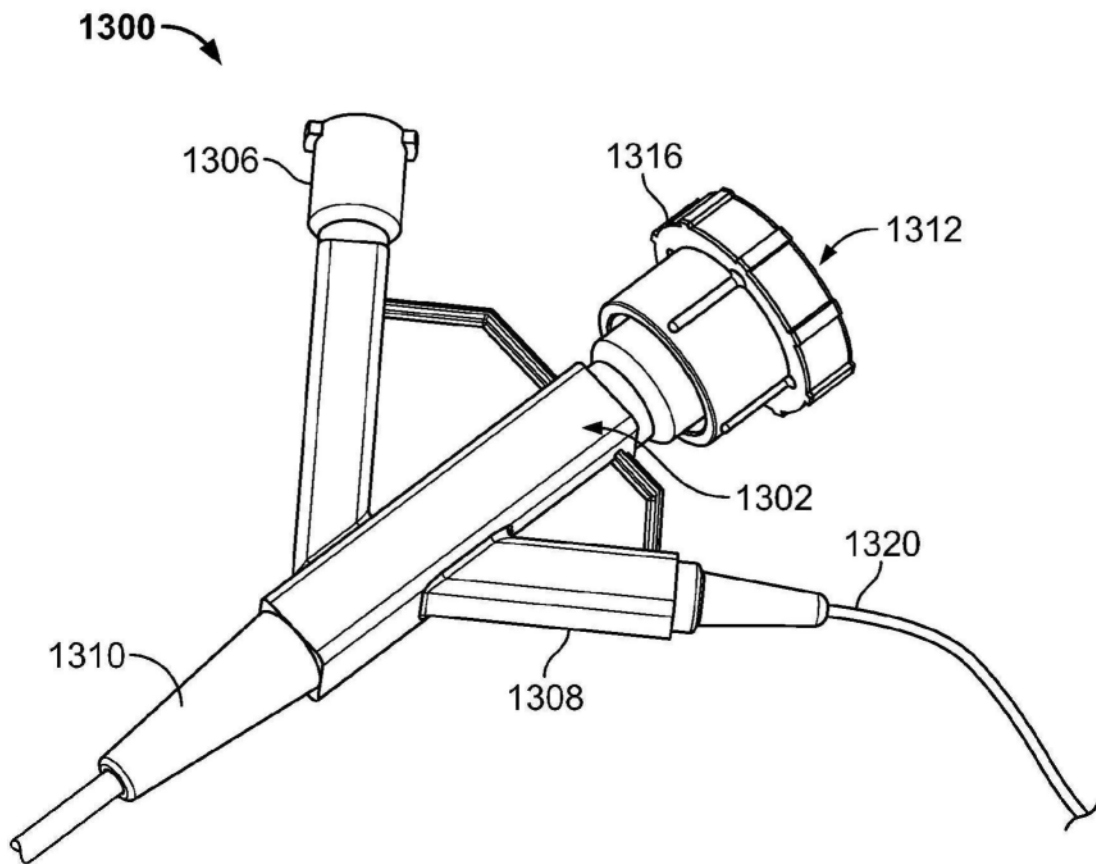


图13A

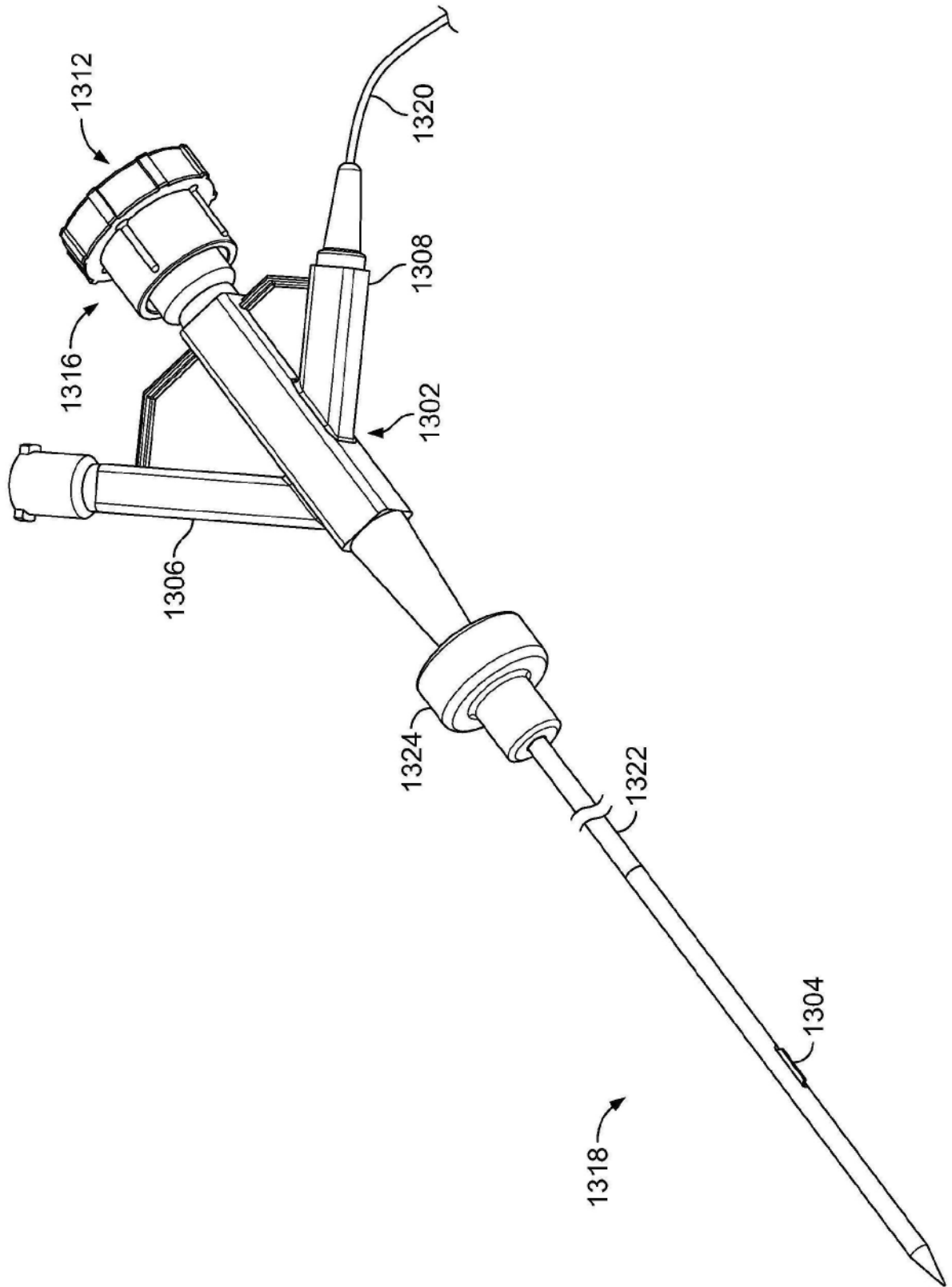


图13B

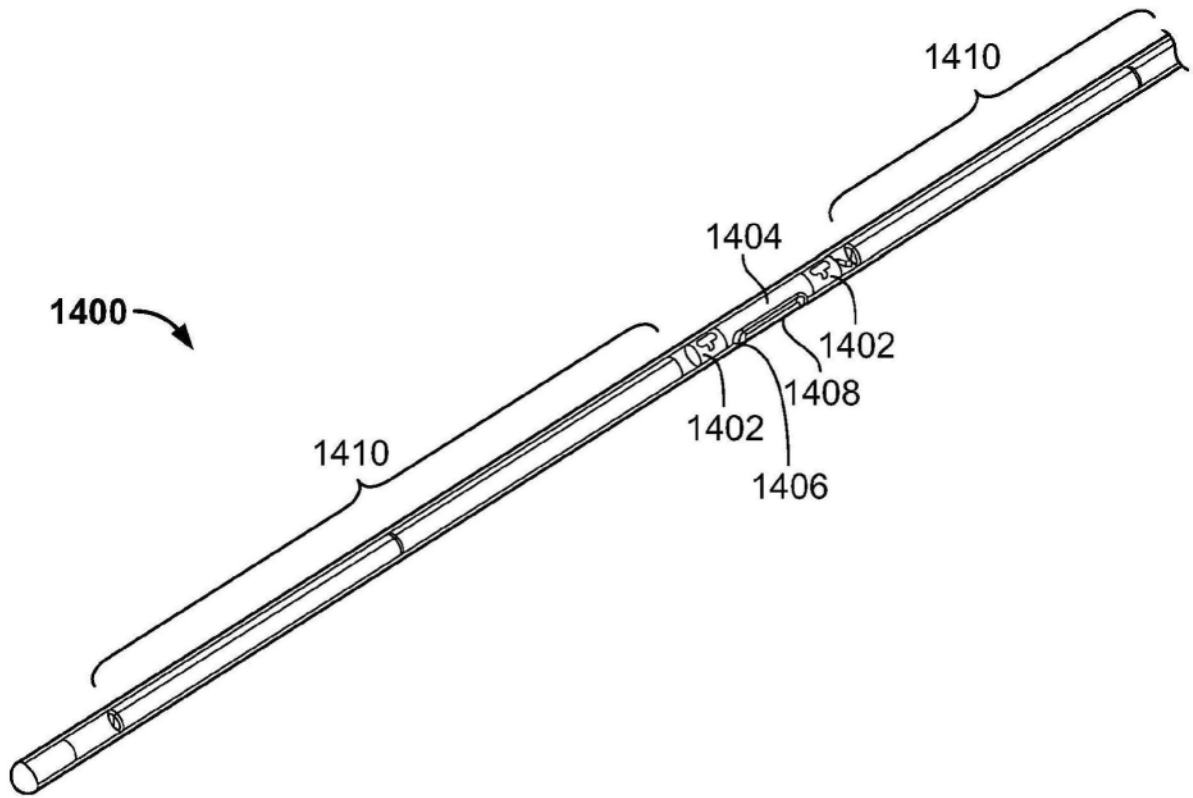


图14A

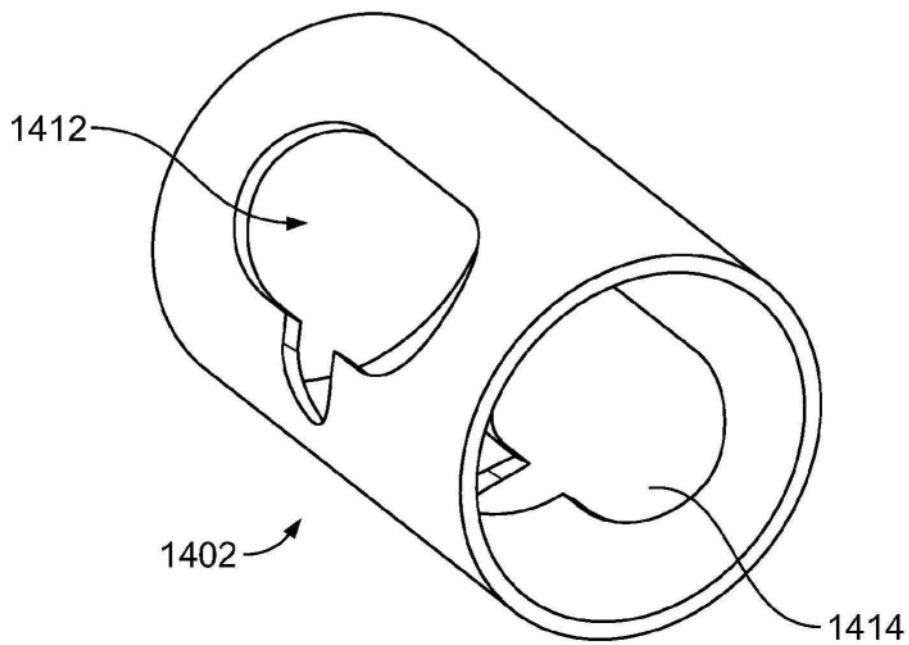


图14B

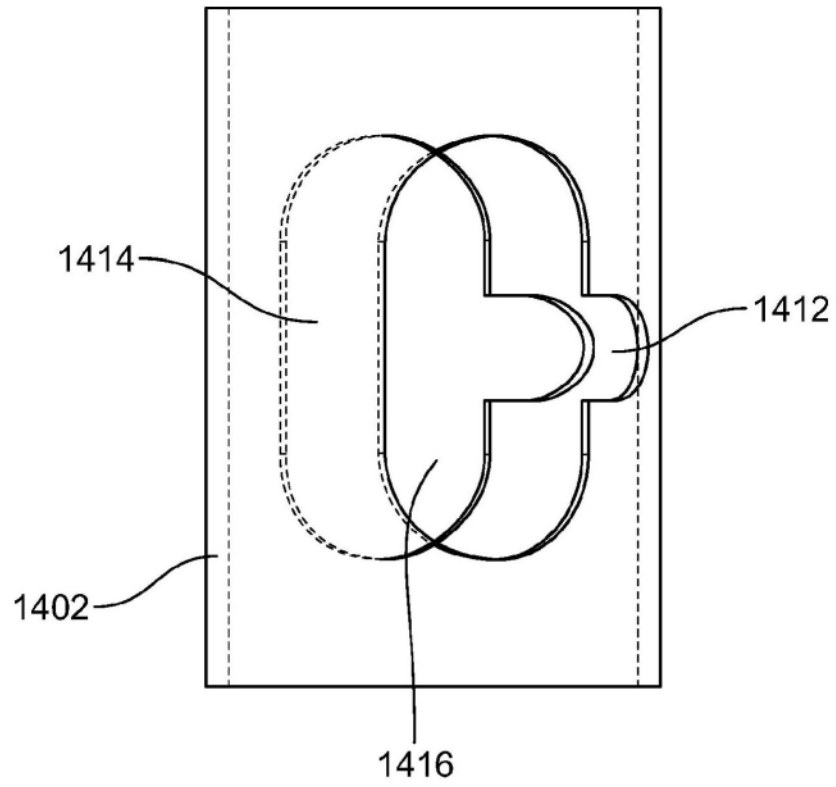


图14C

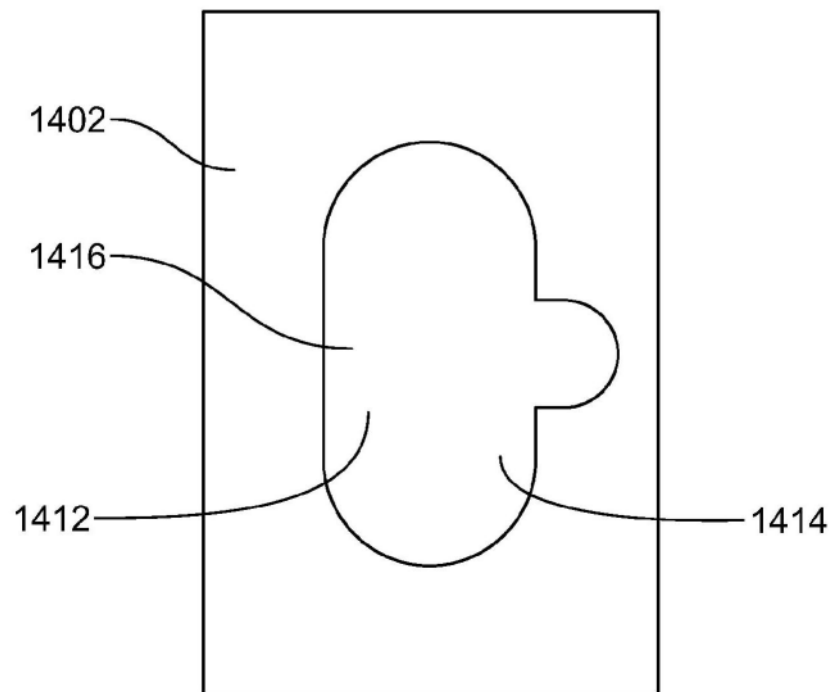


图14D

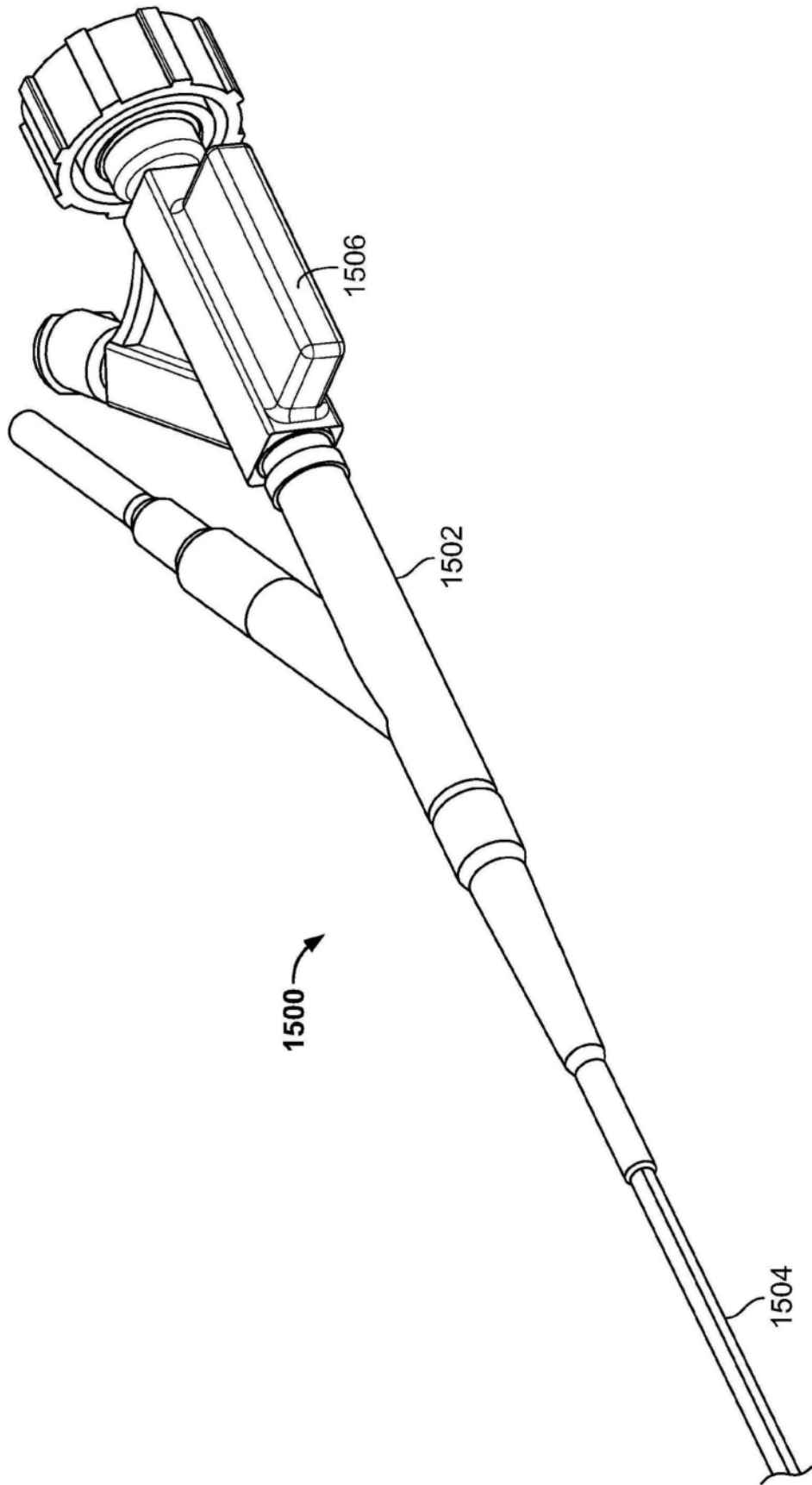


图15A

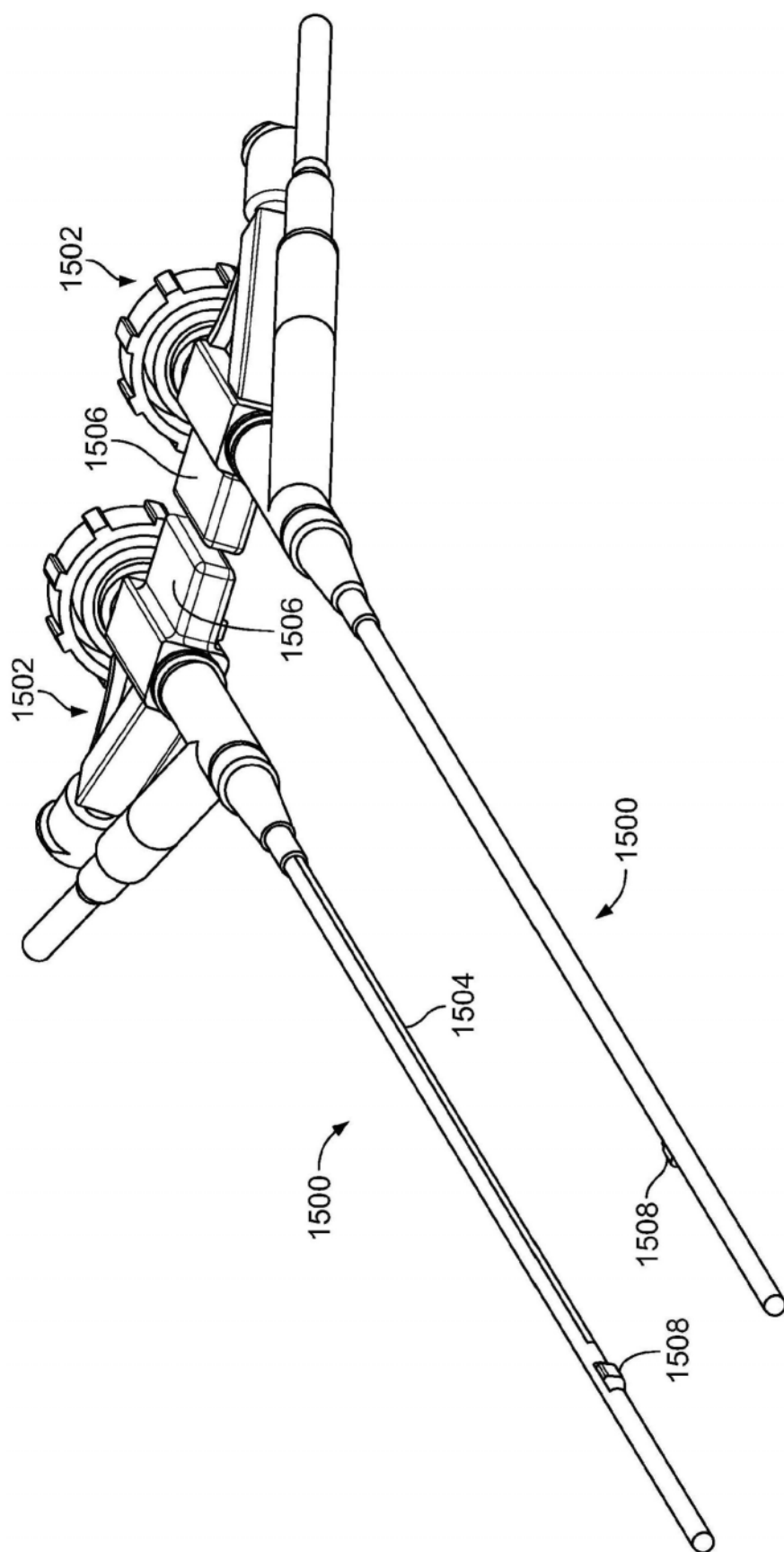


图15B

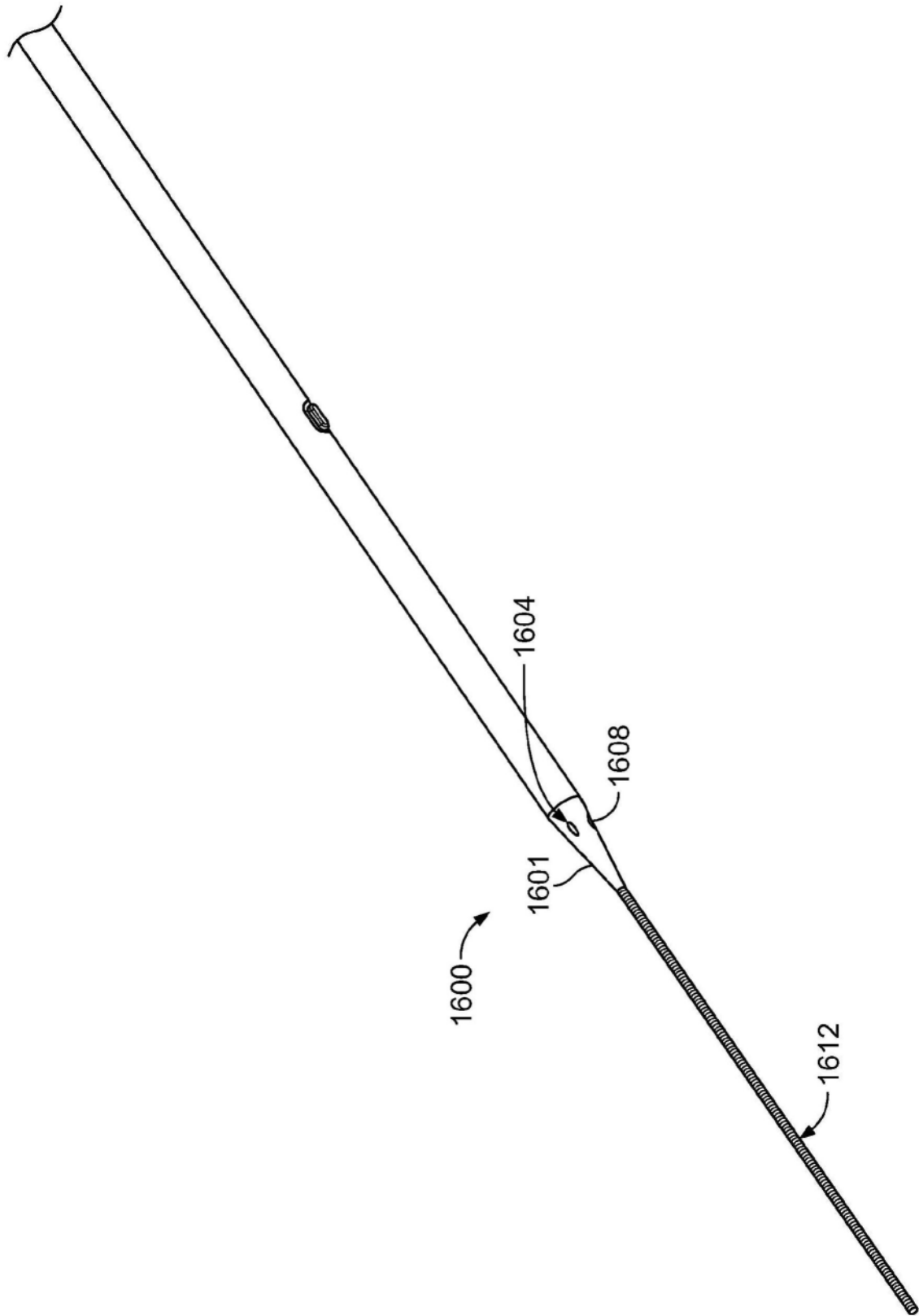


图16A



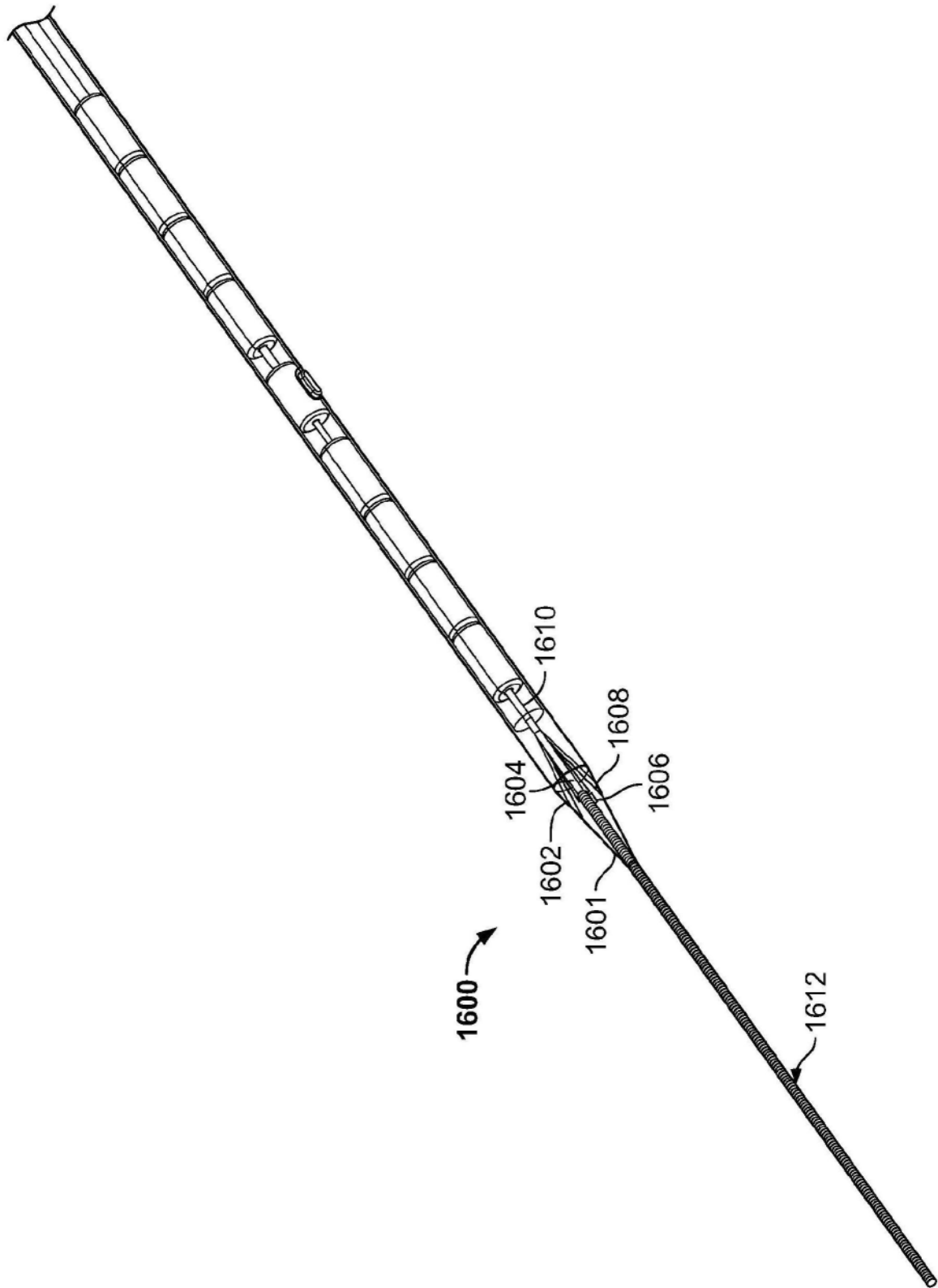


图16B

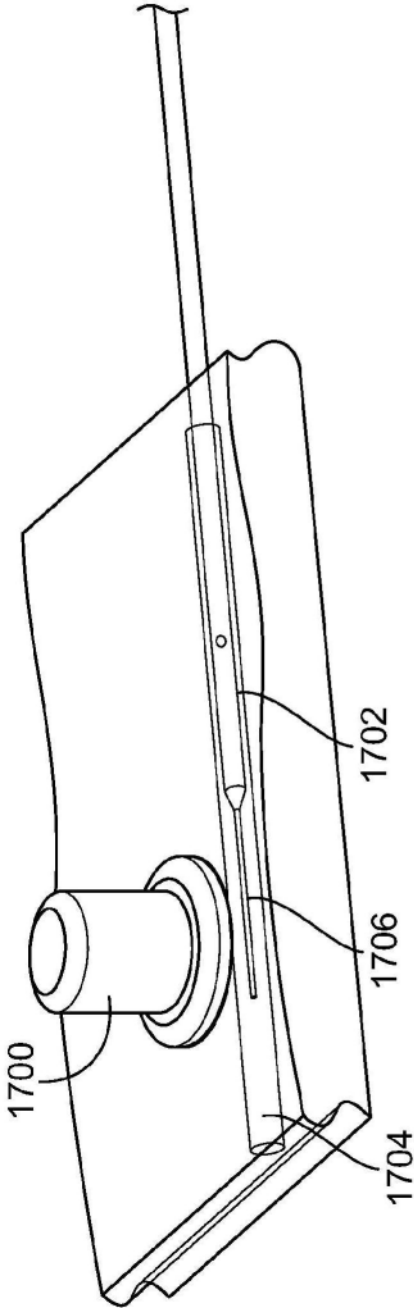


图17A

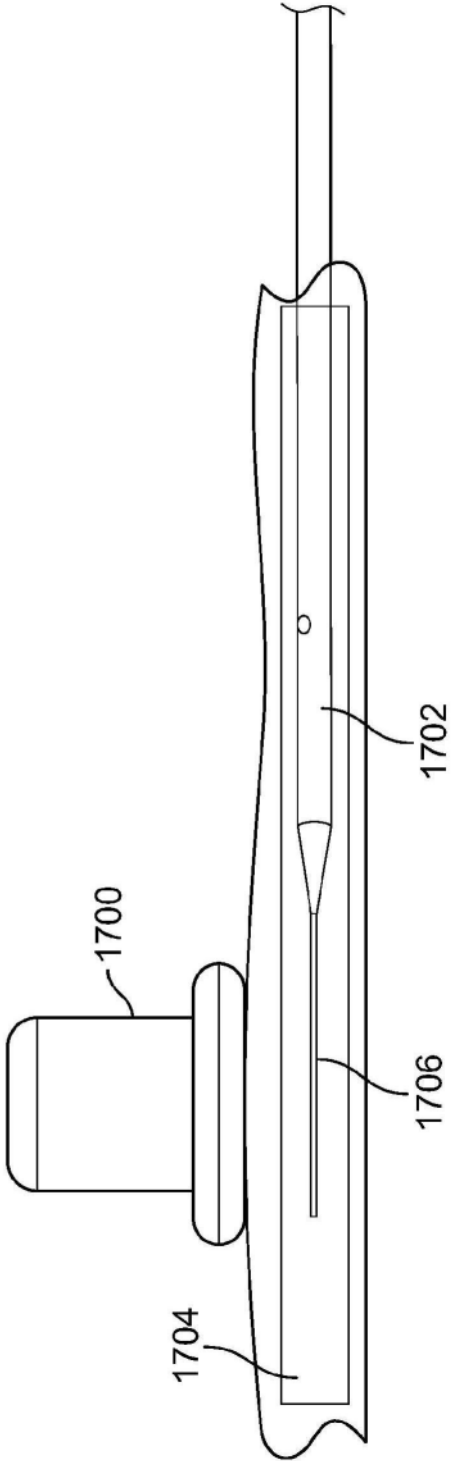
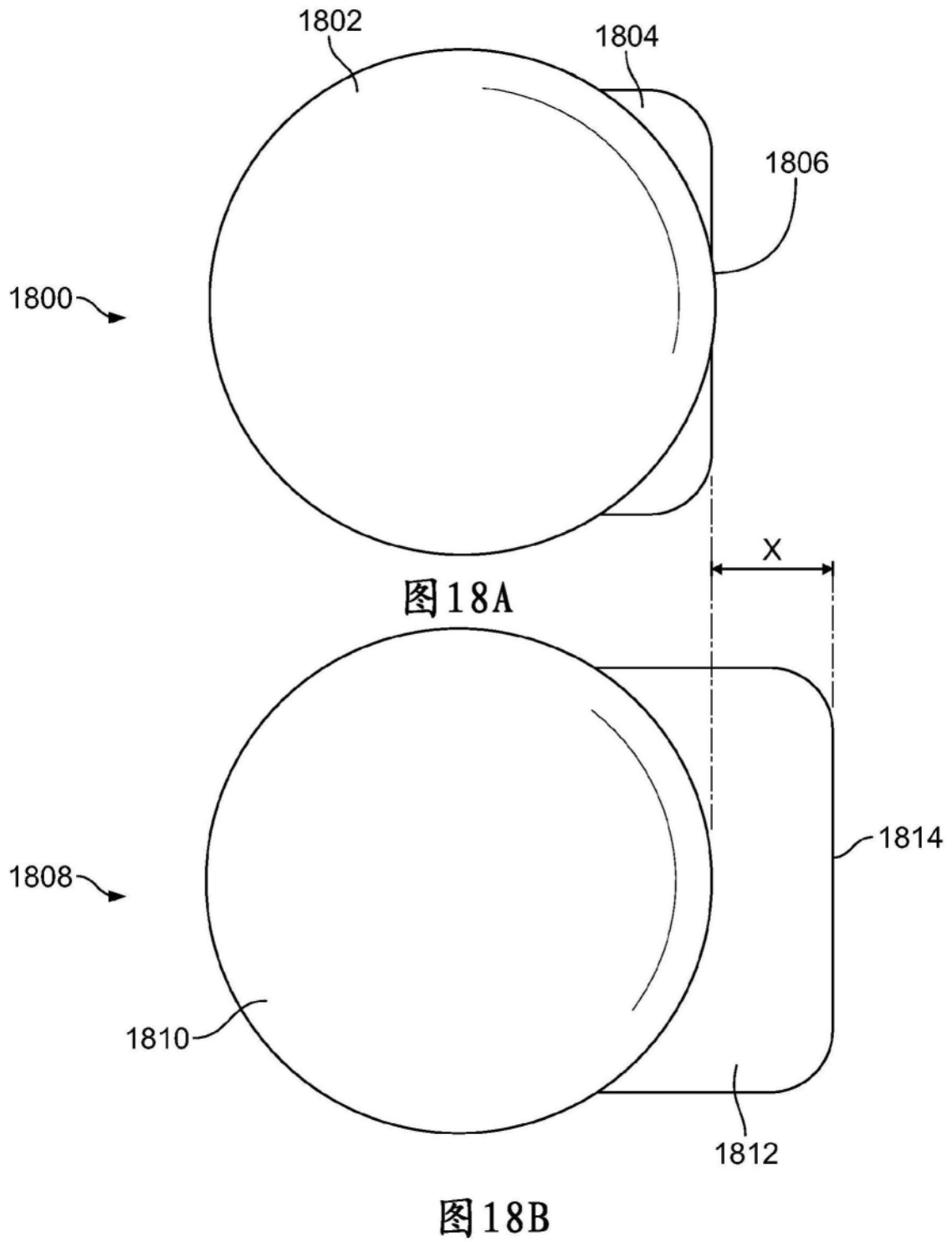
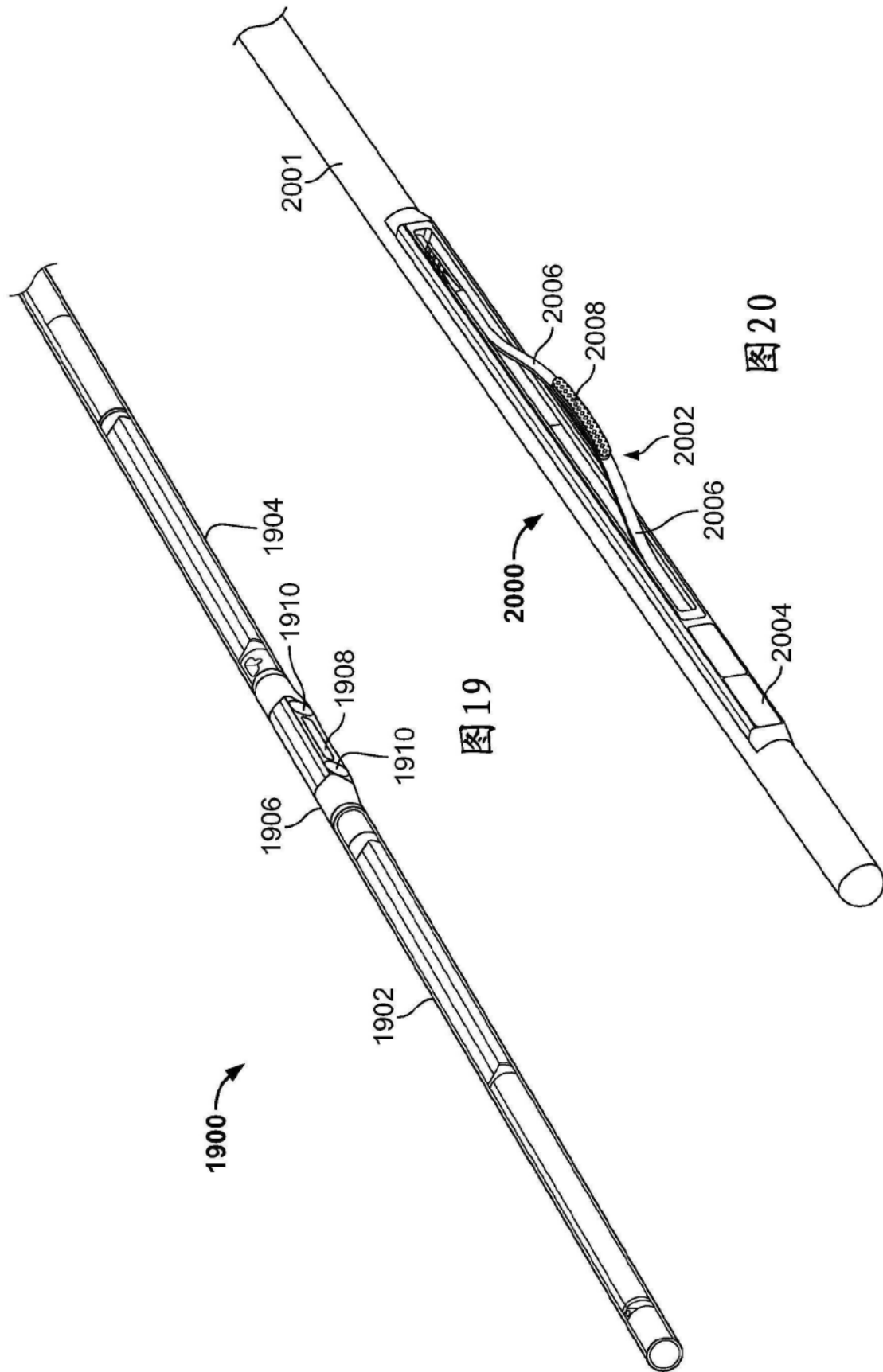


图17B





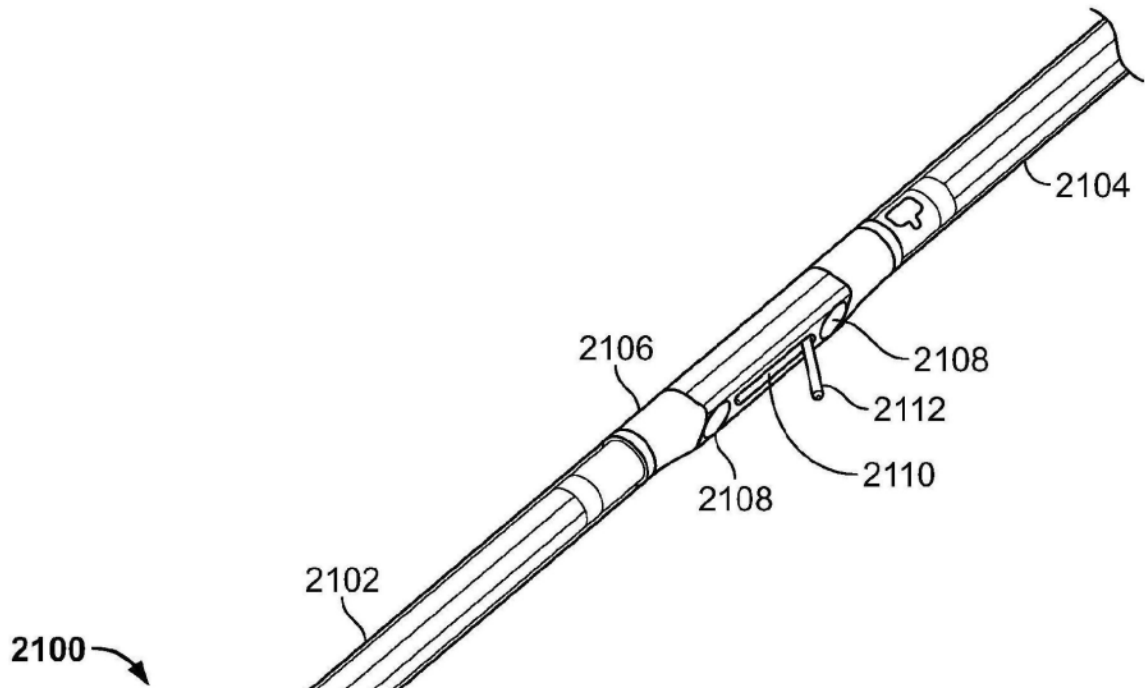


图 21A

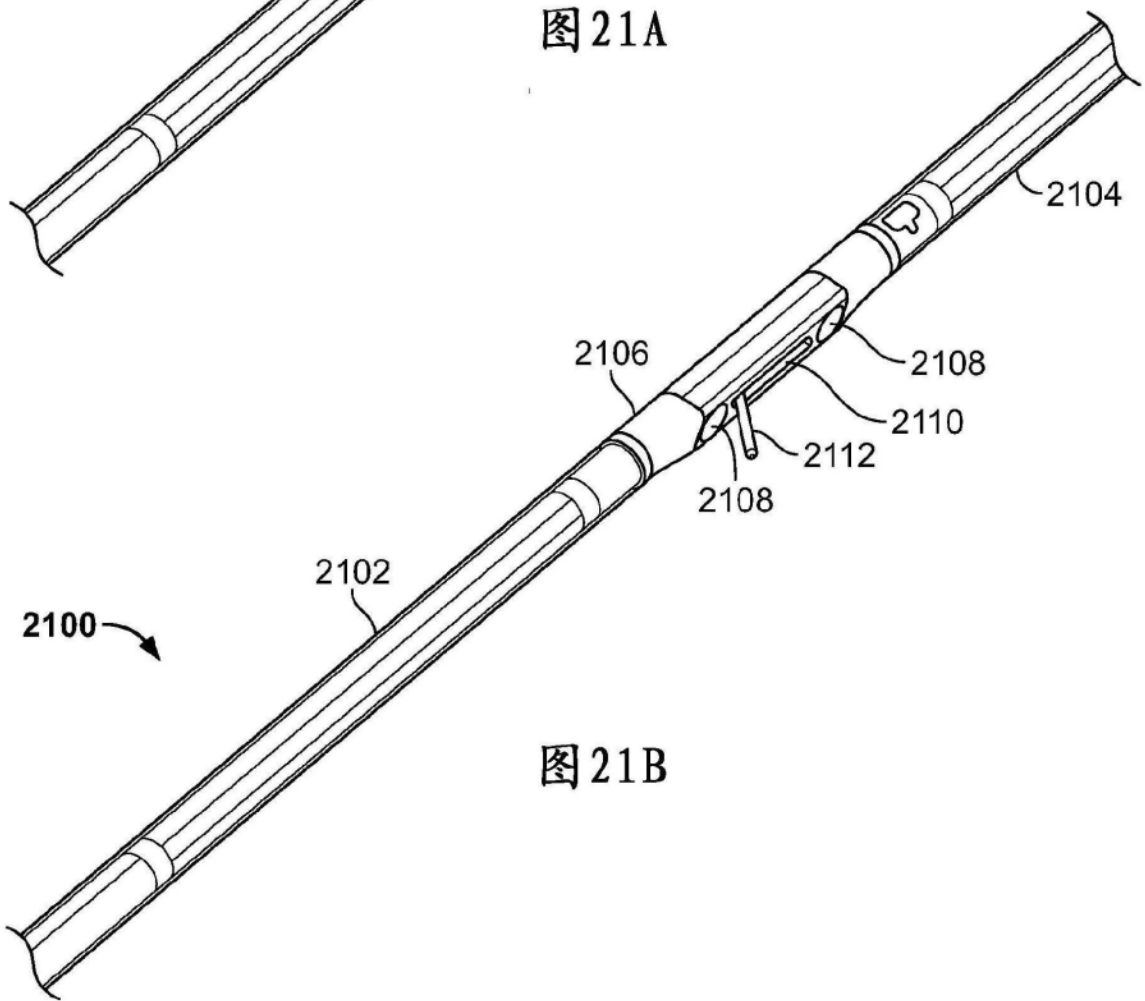


图 21B

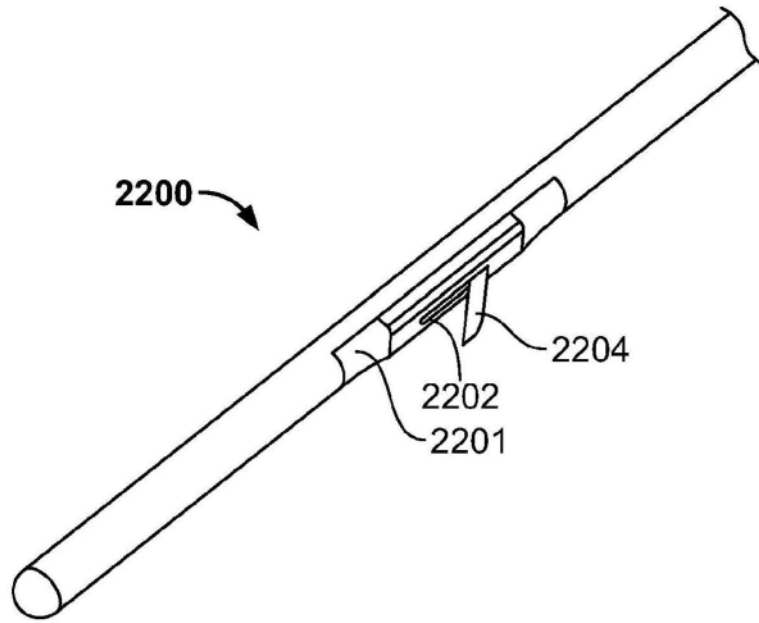


图22

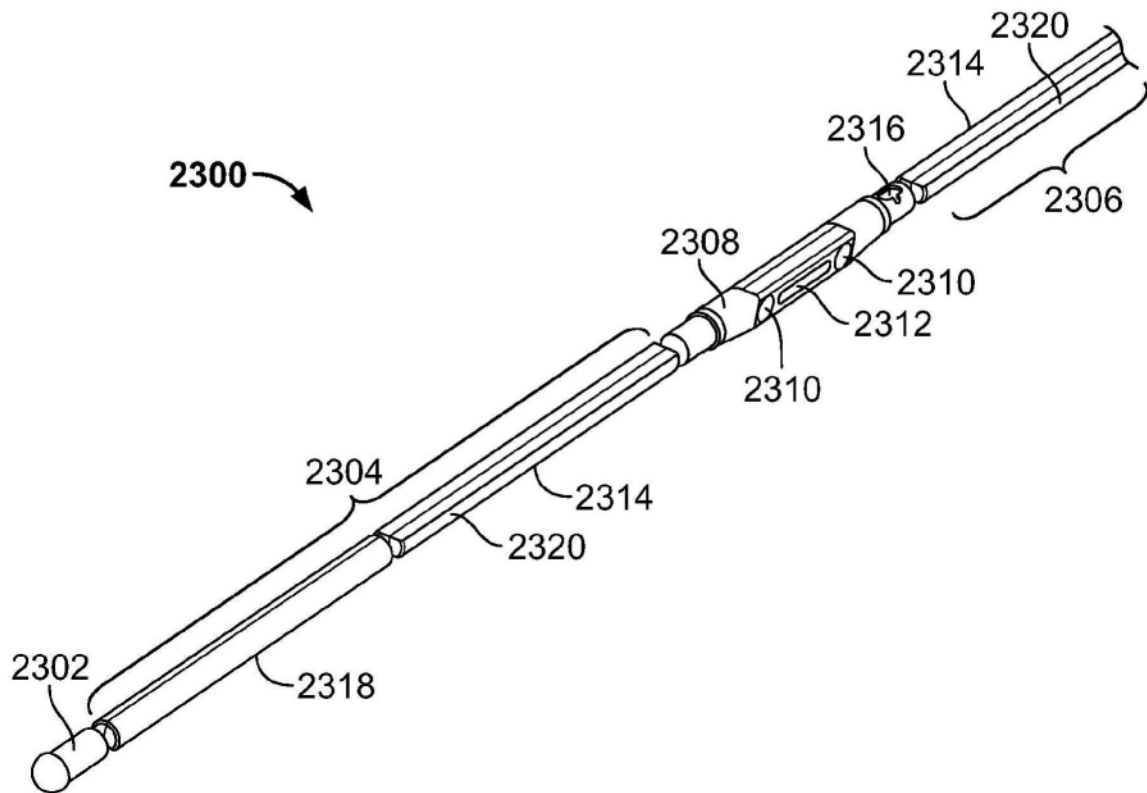


图23

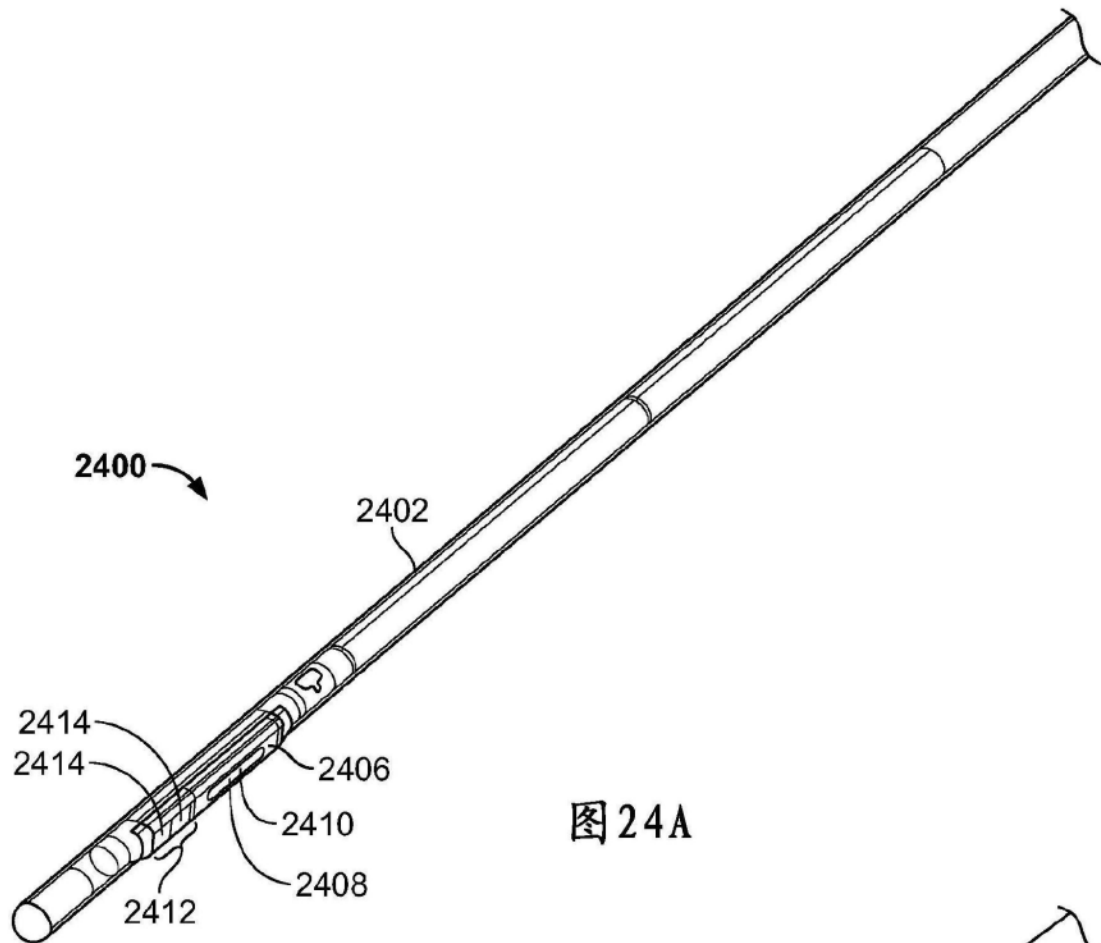


图 24A

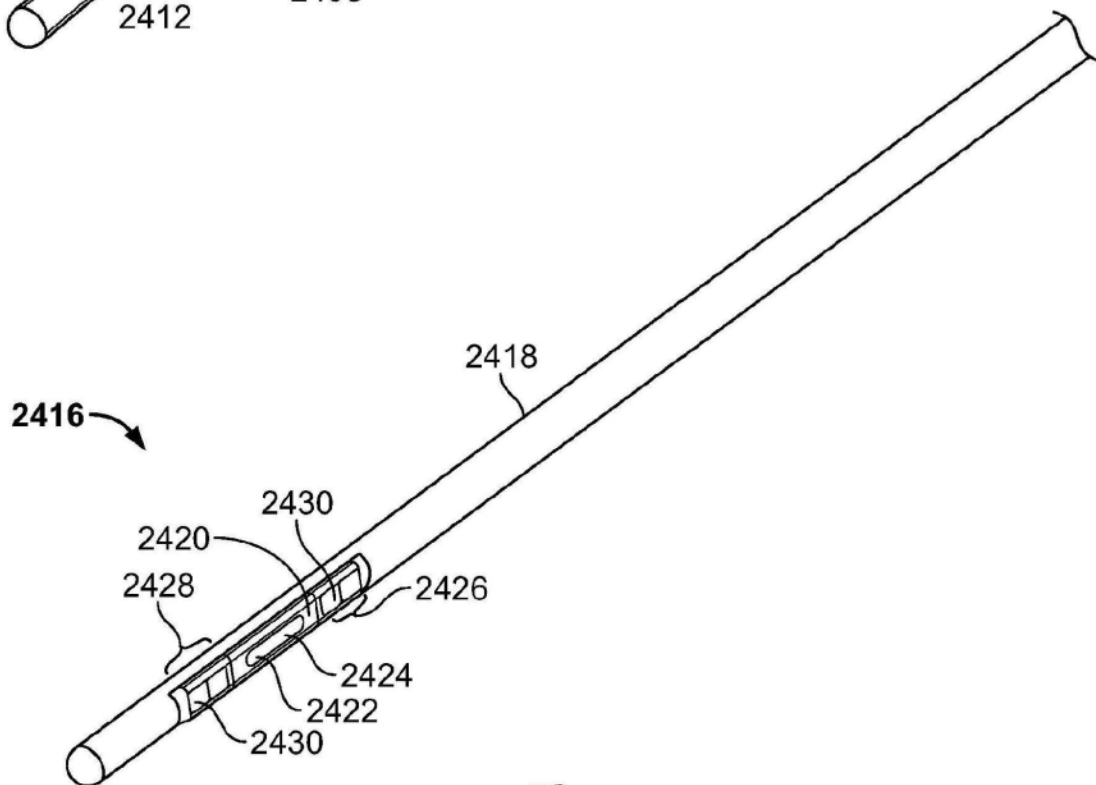


图 24B



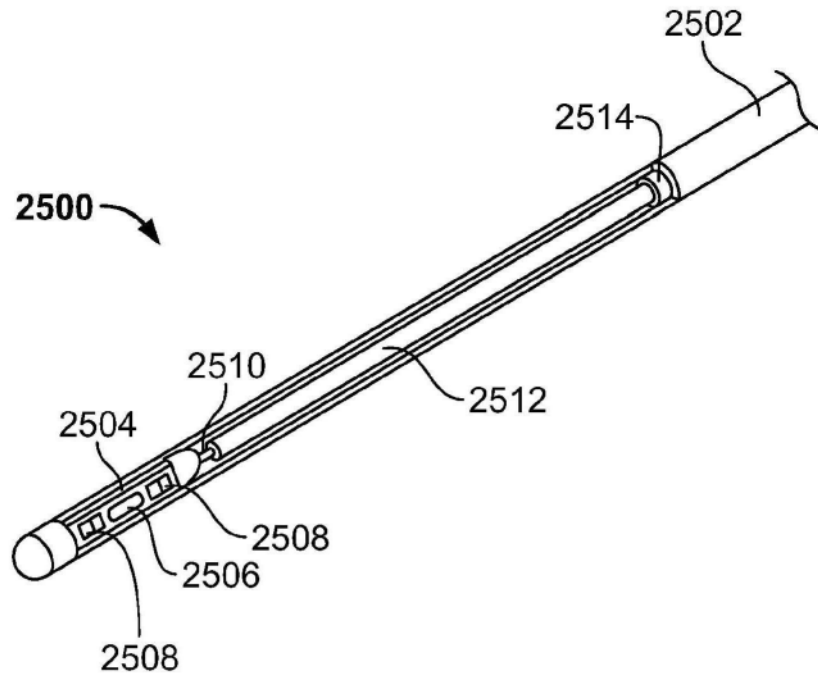


图25A

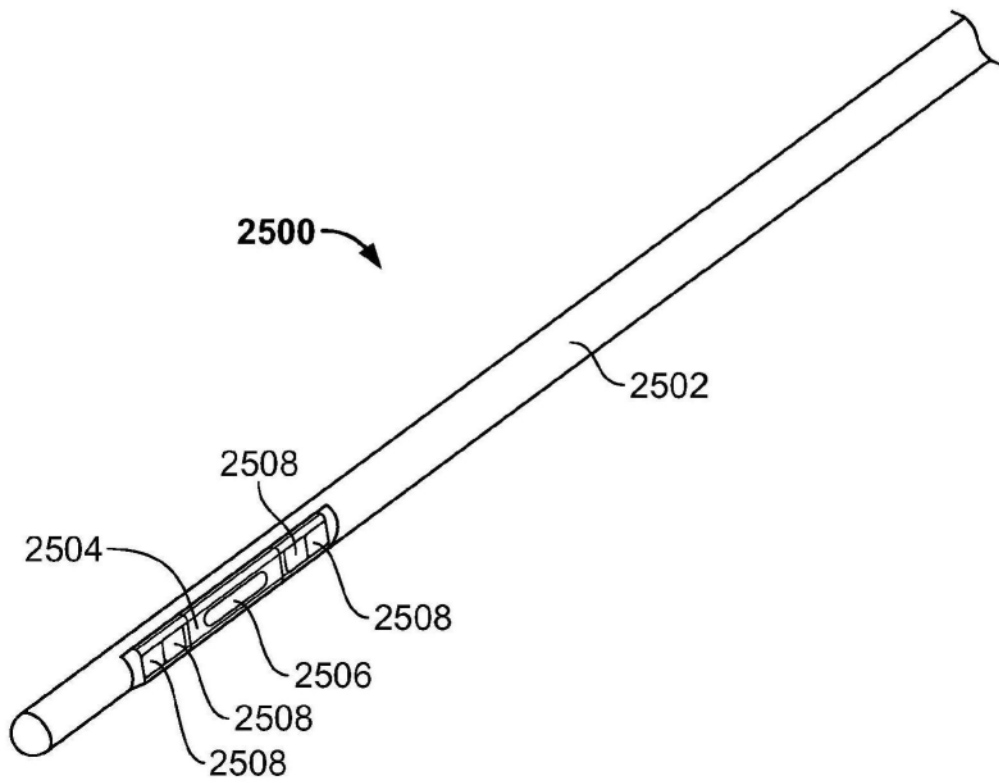


图25B

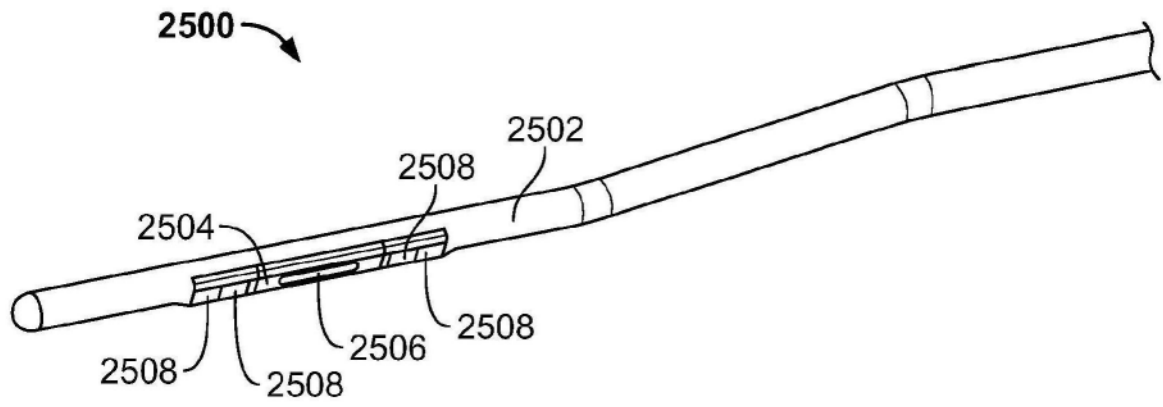


图25C

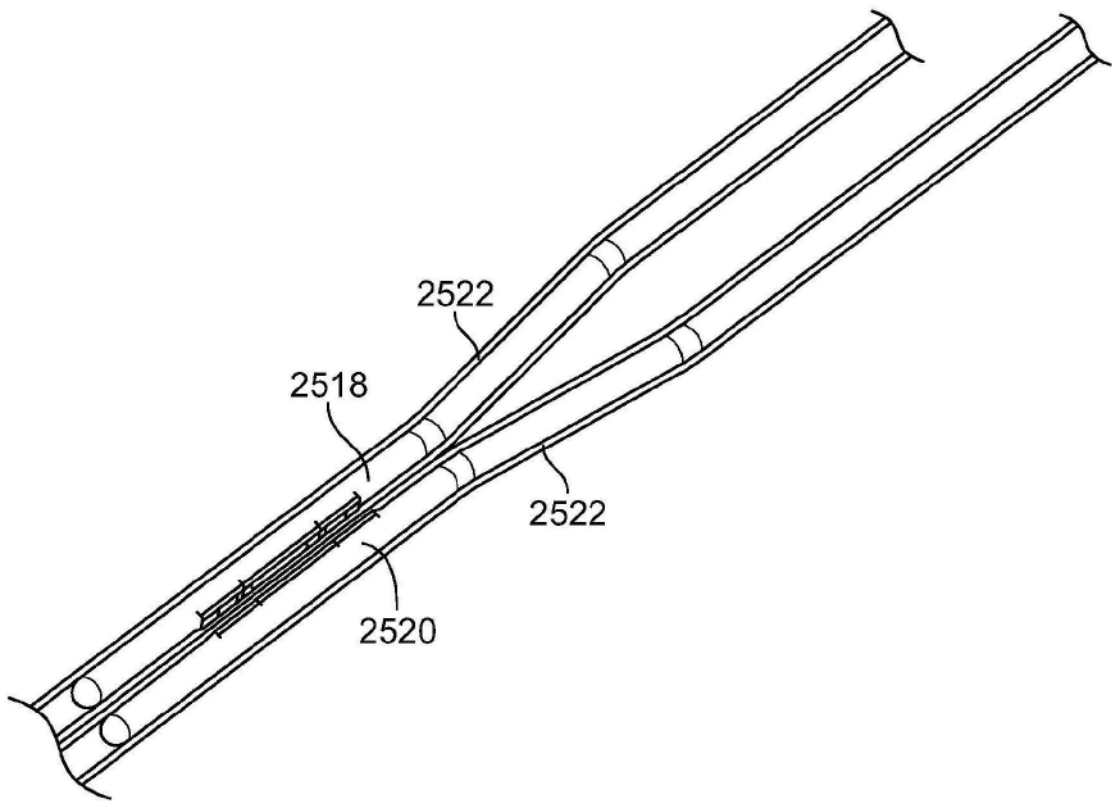


图25D

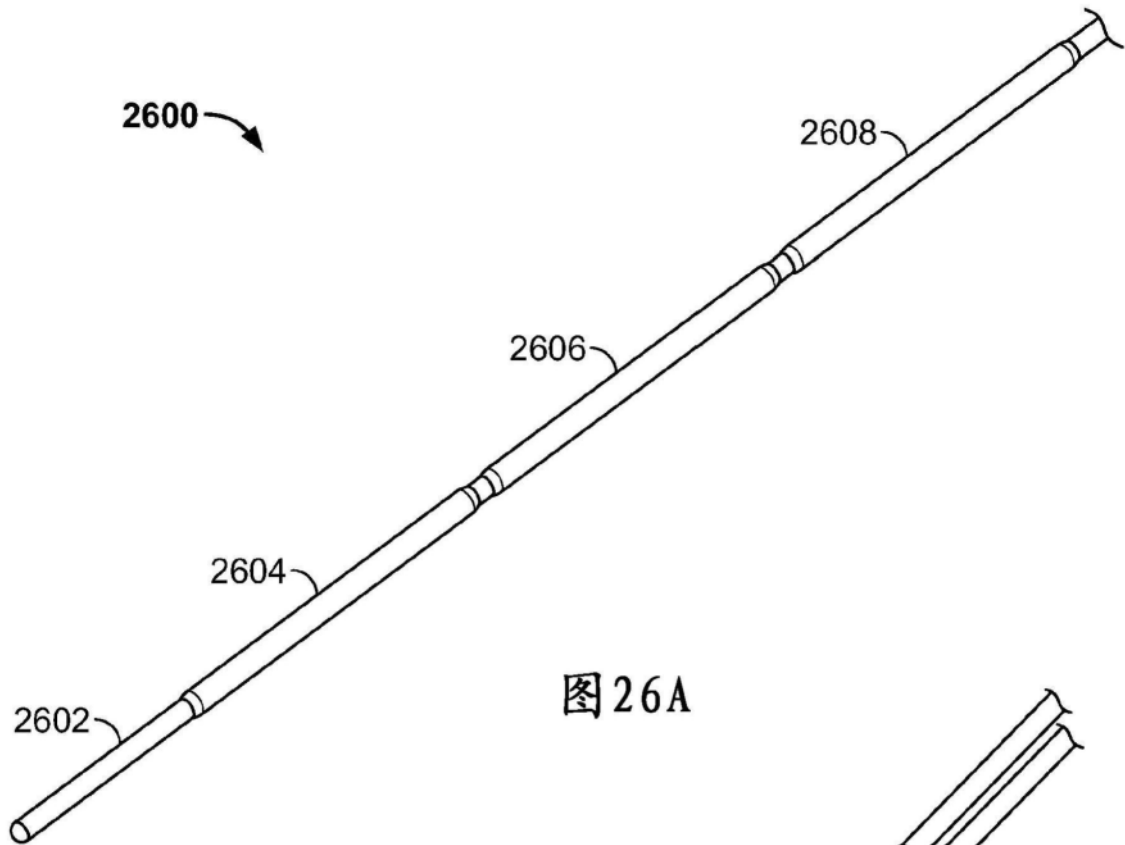


图 26A

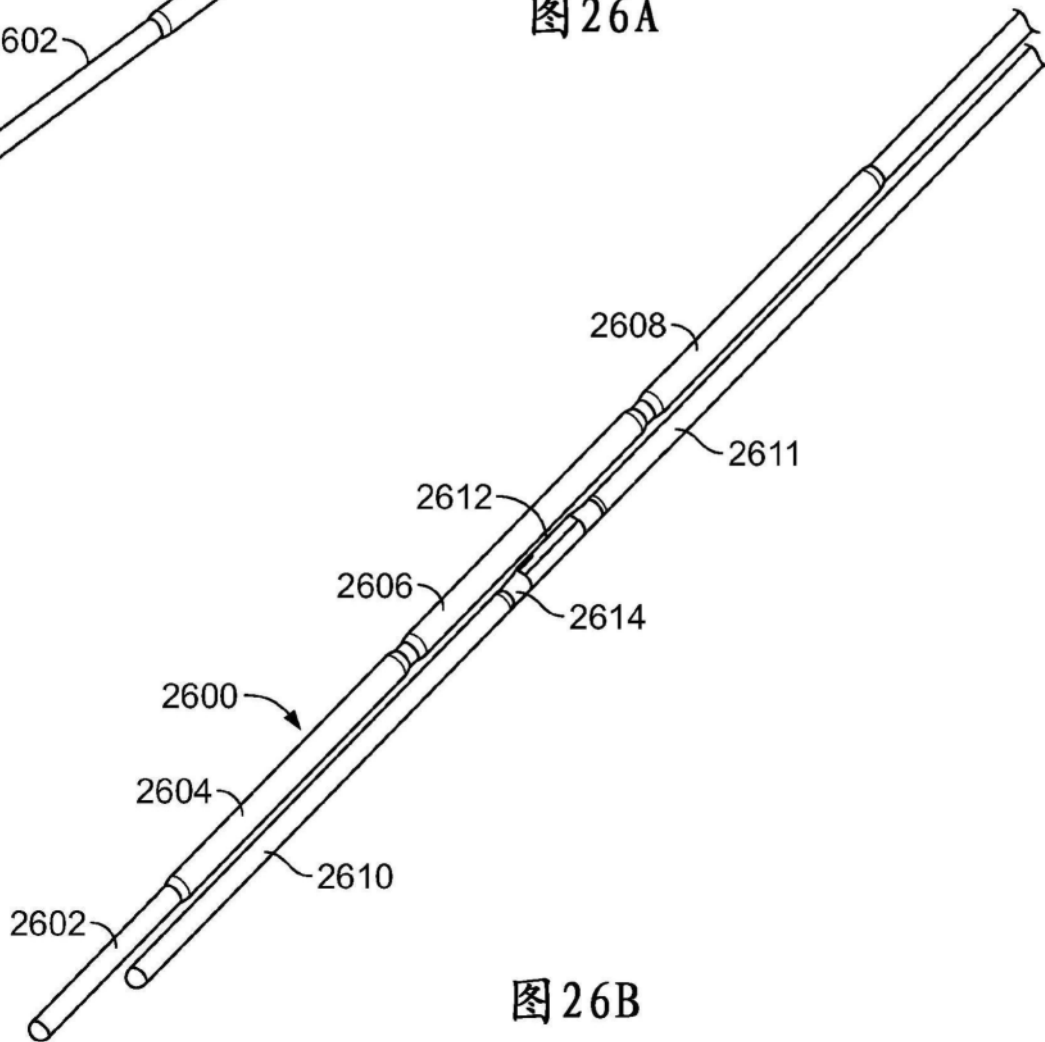


图 26B

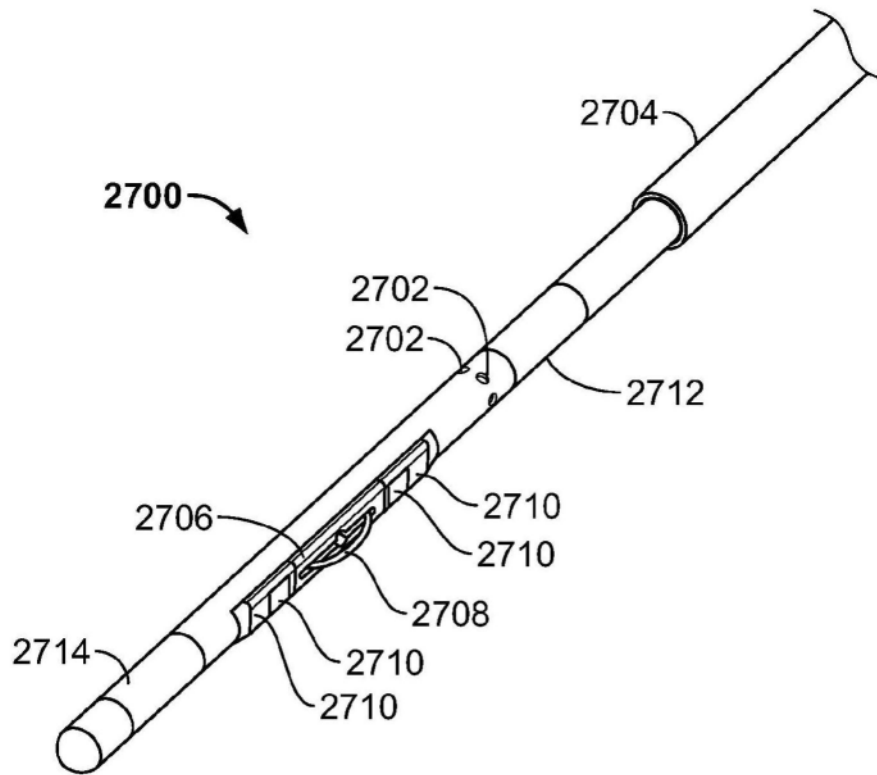


图27A

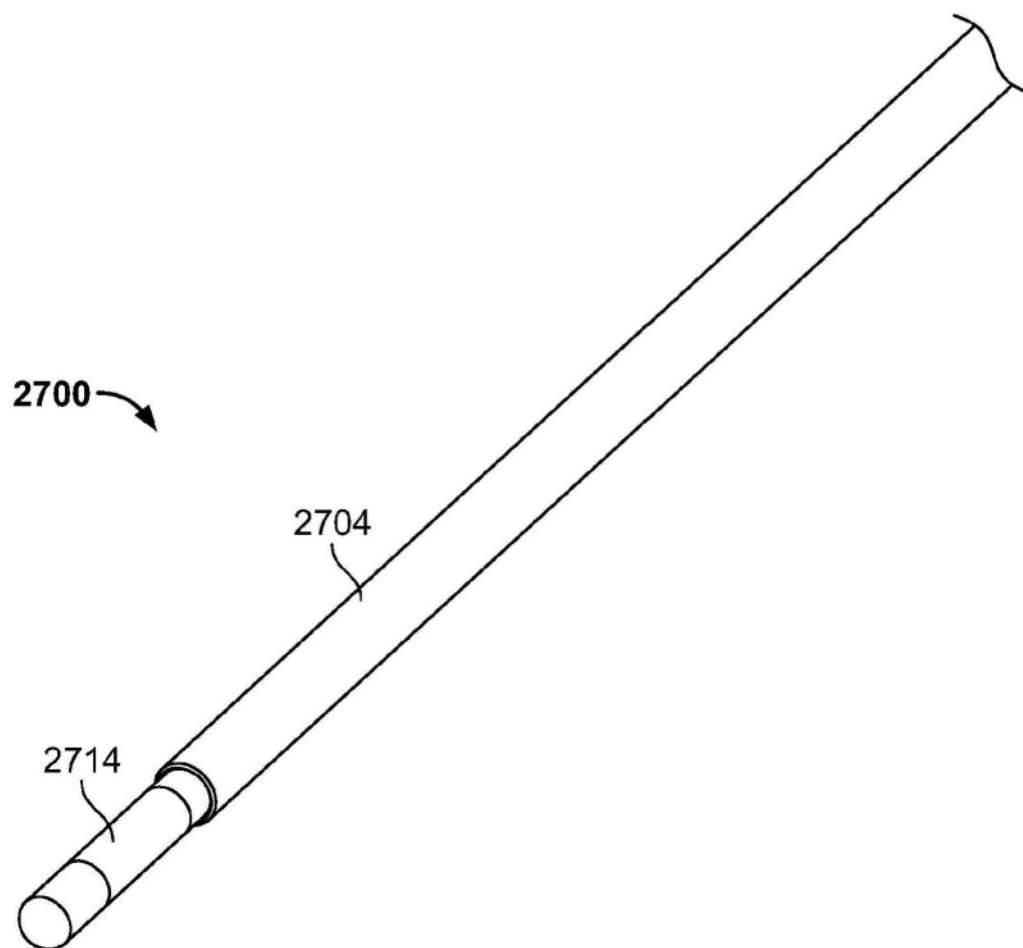
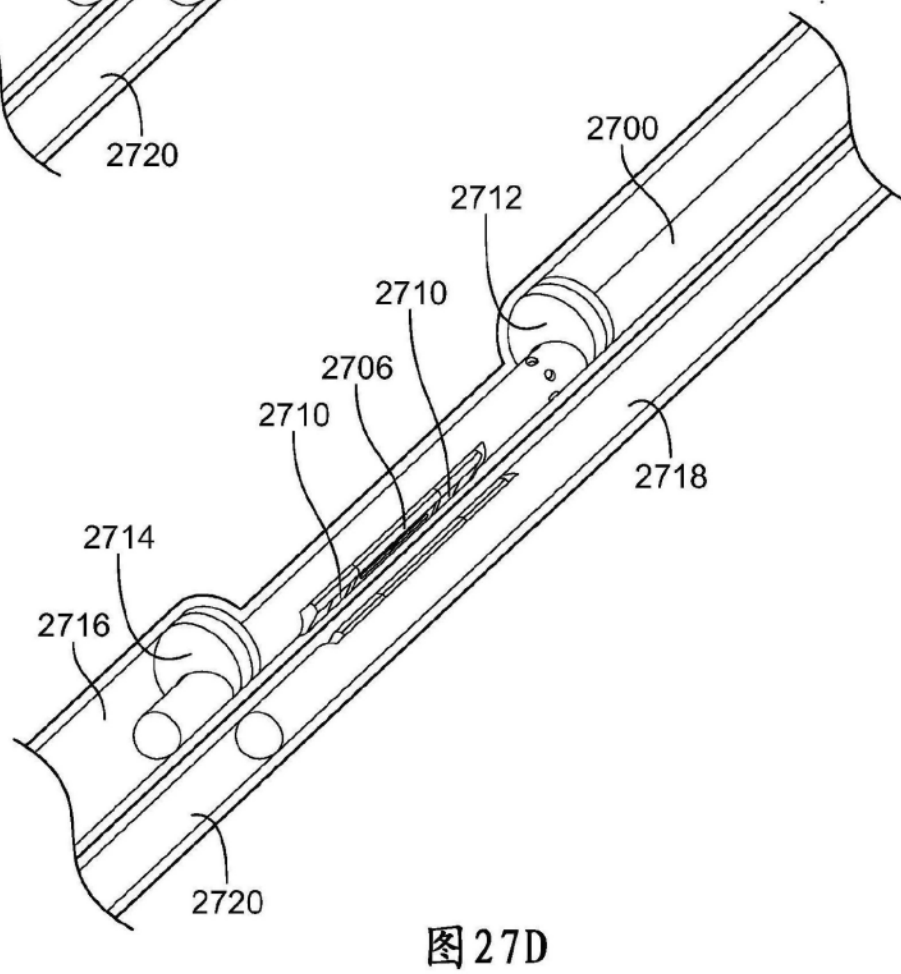
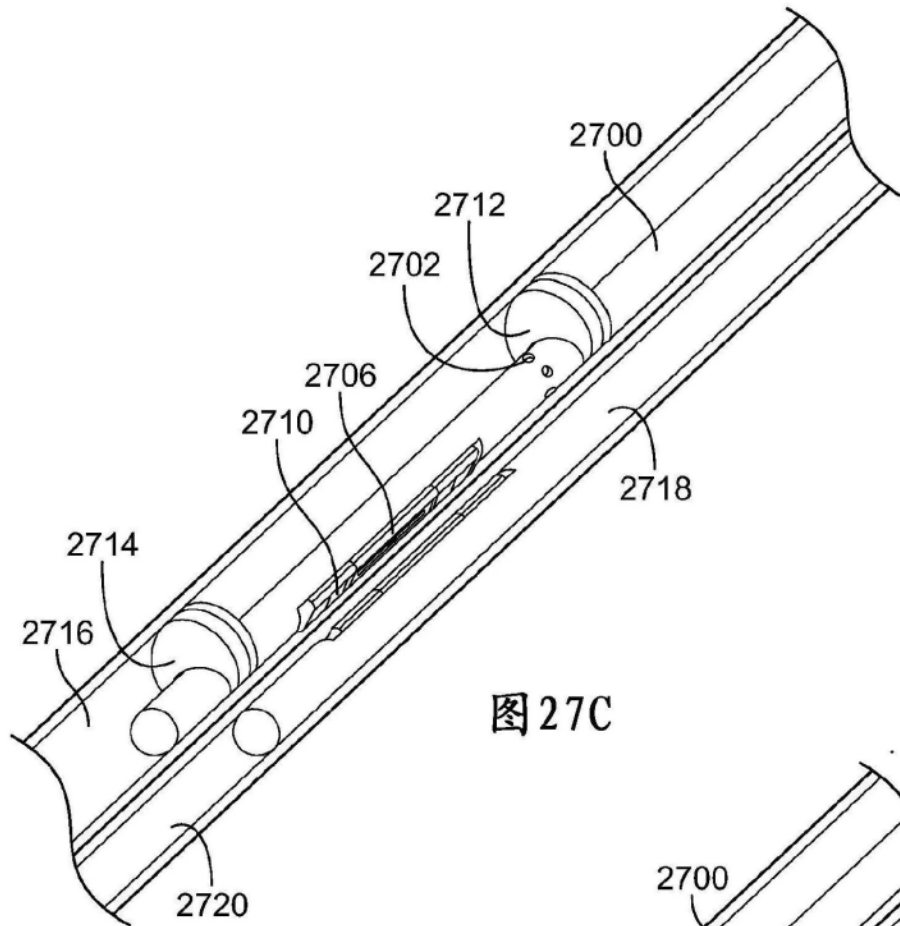


图27B



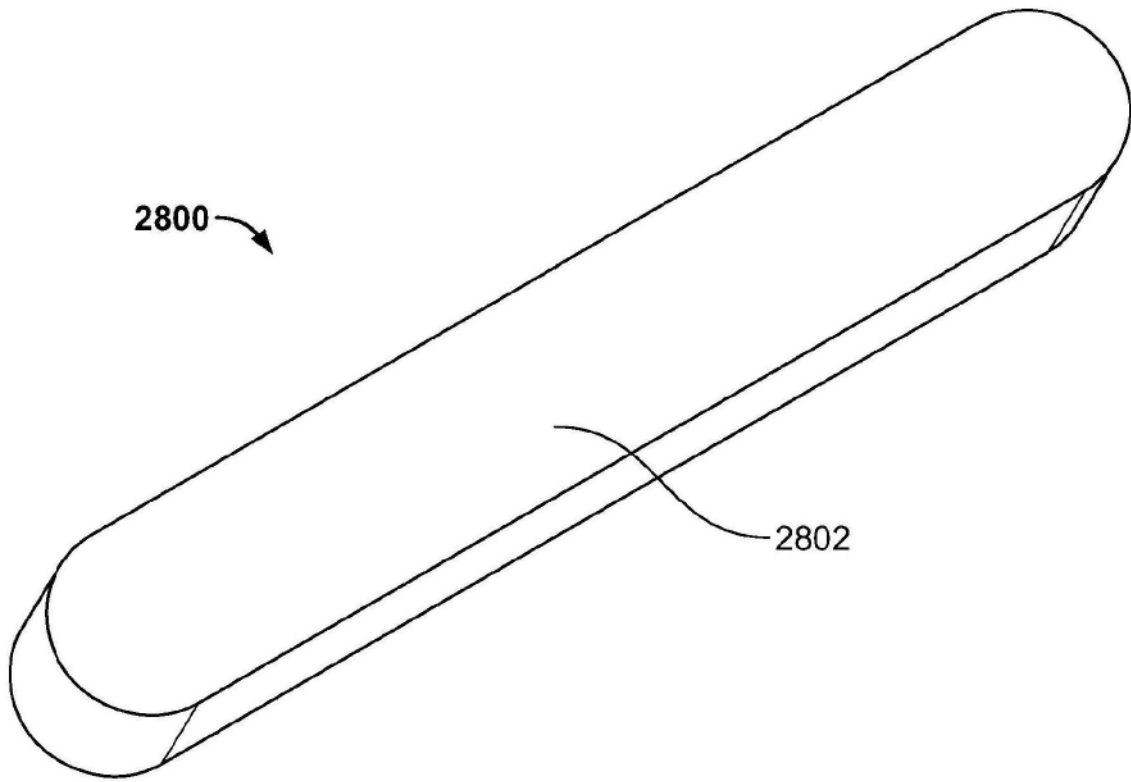


图28A

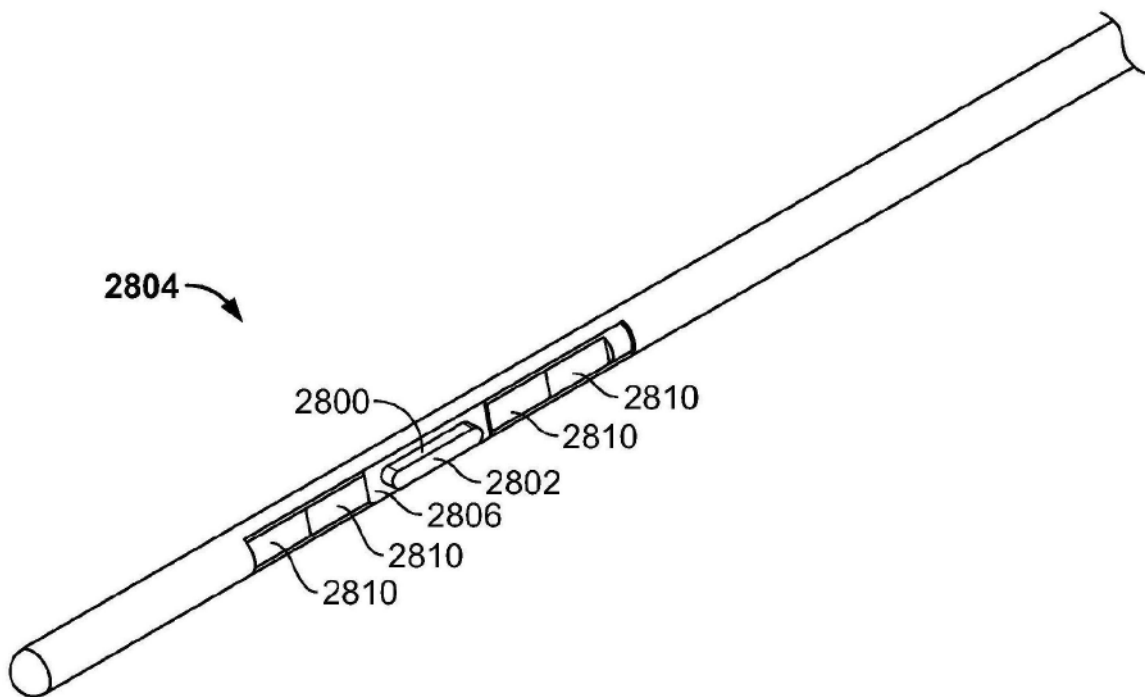


图28B

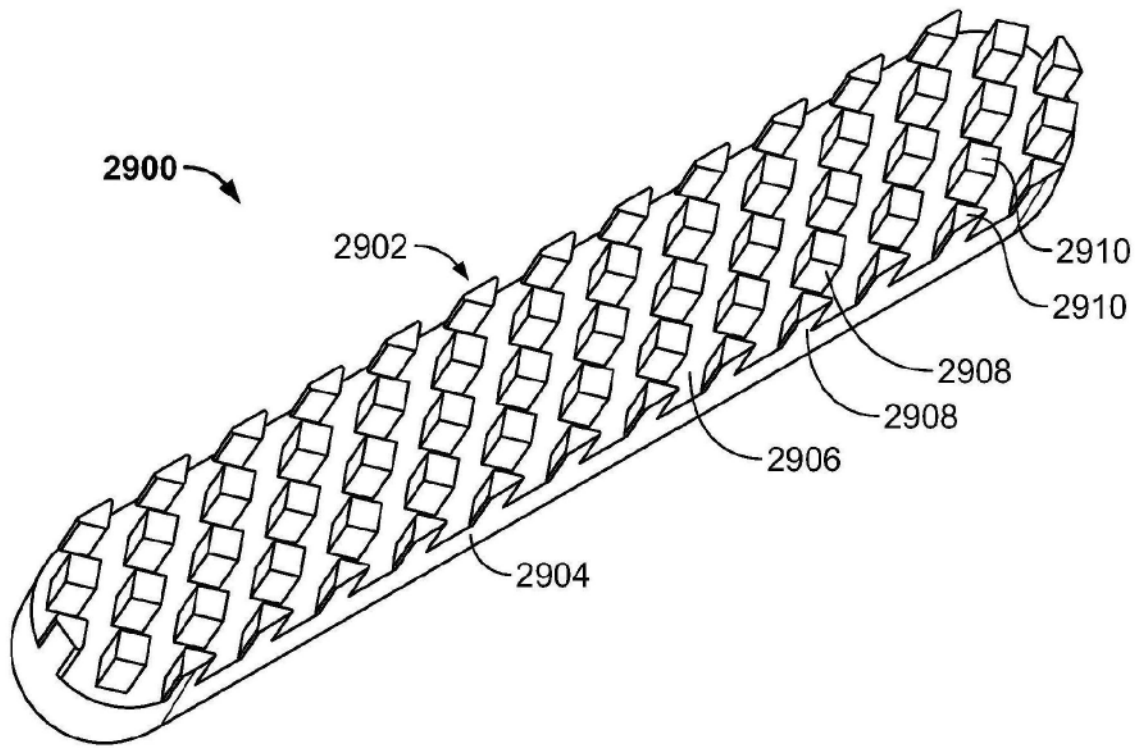


图29A

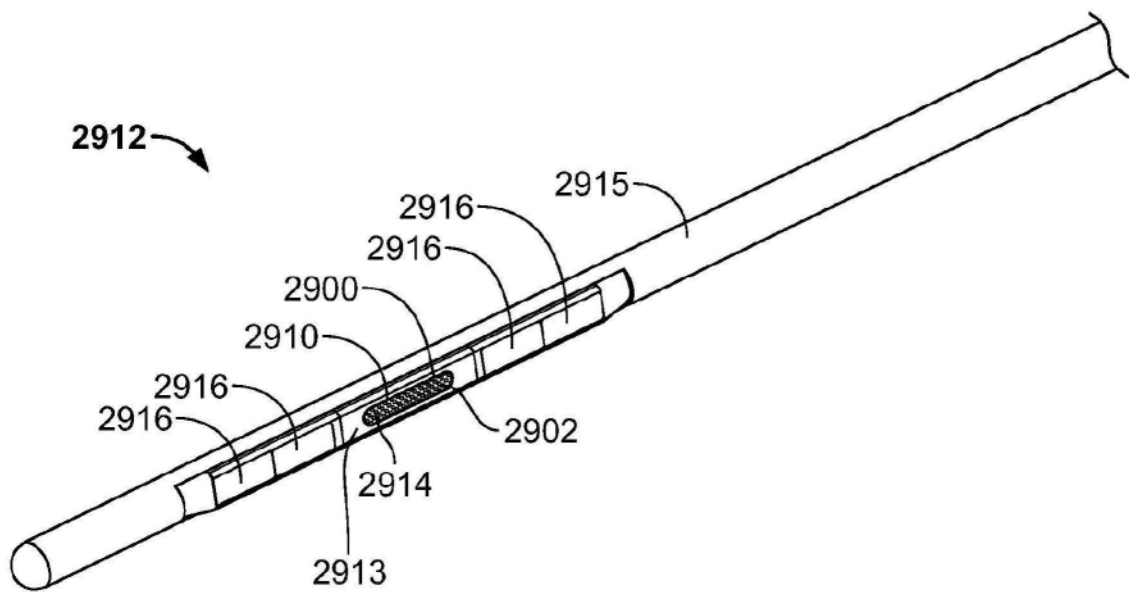


图29B



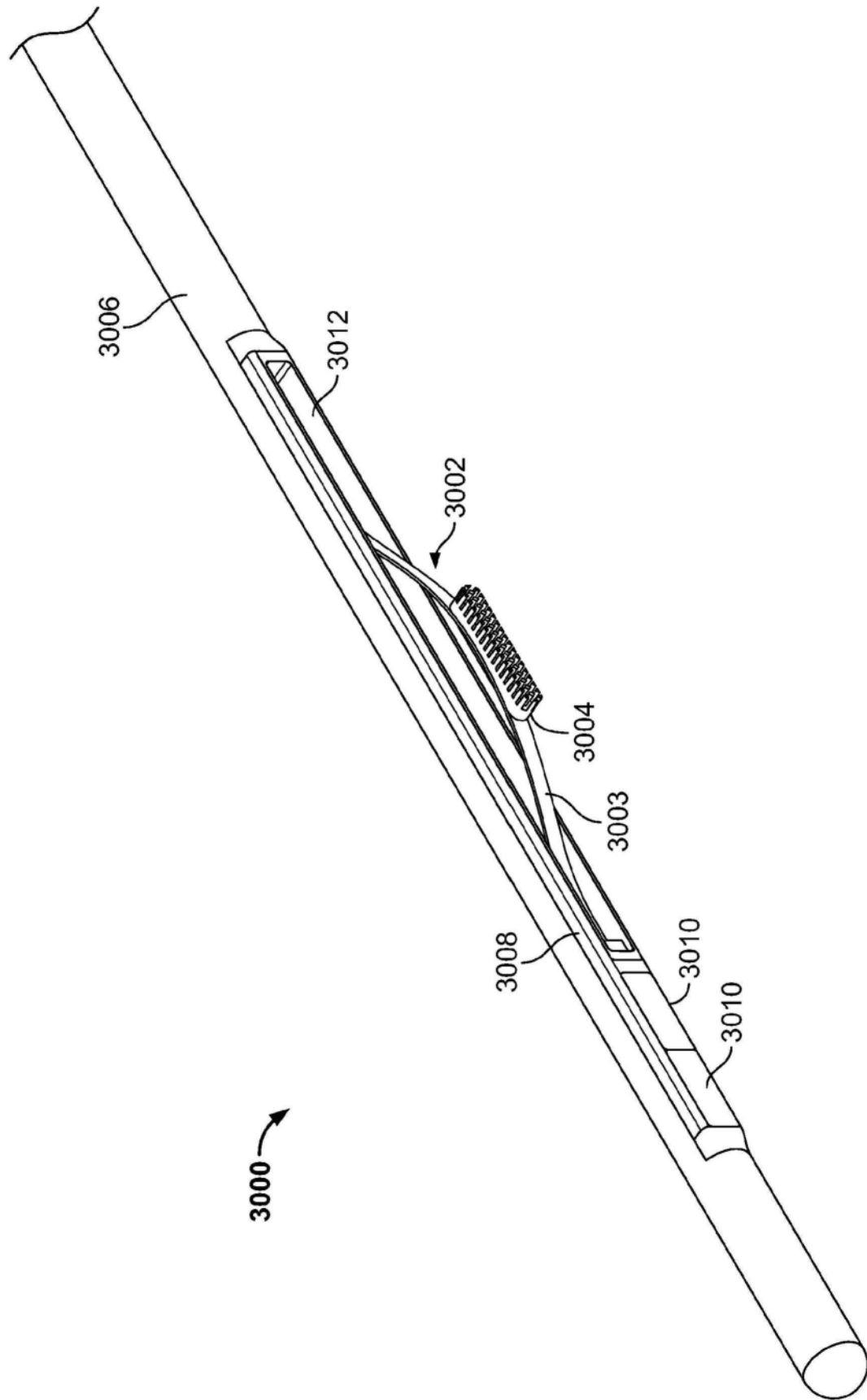


图30

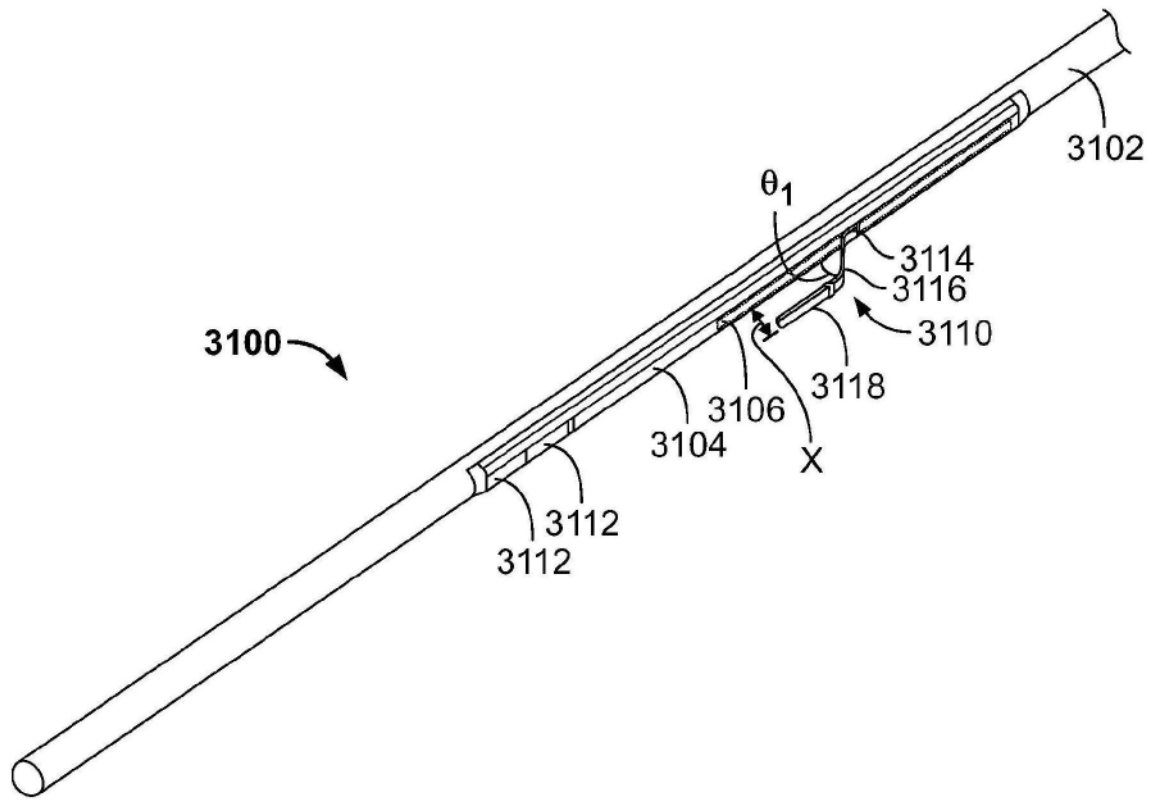


图31A

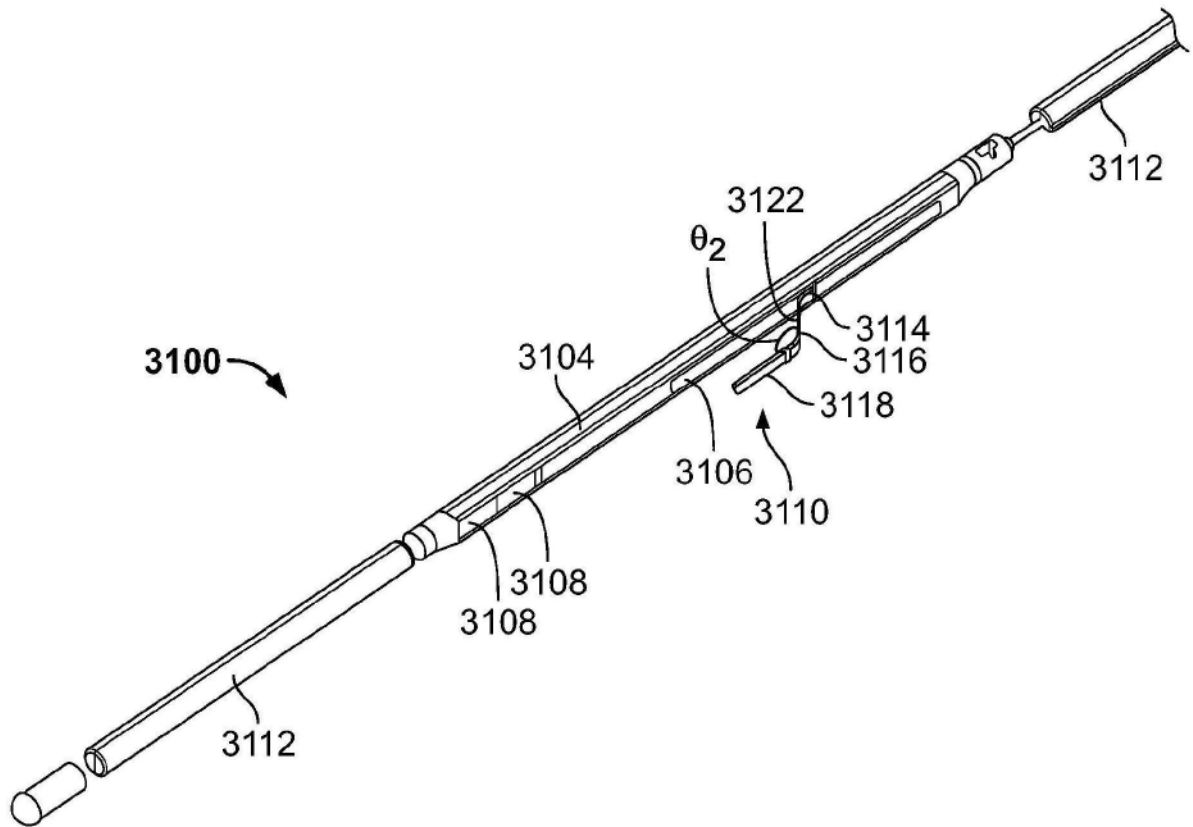
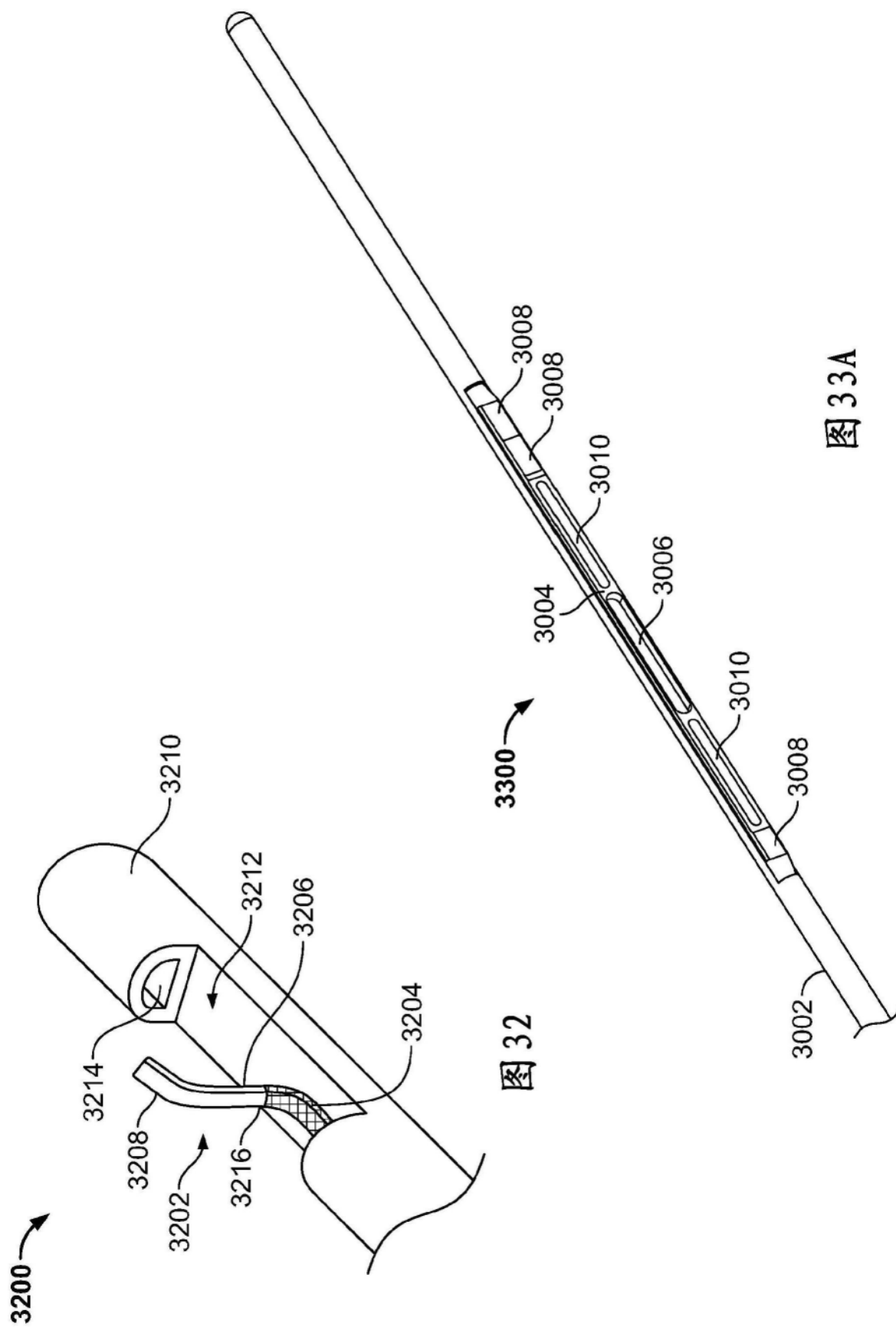


图31B



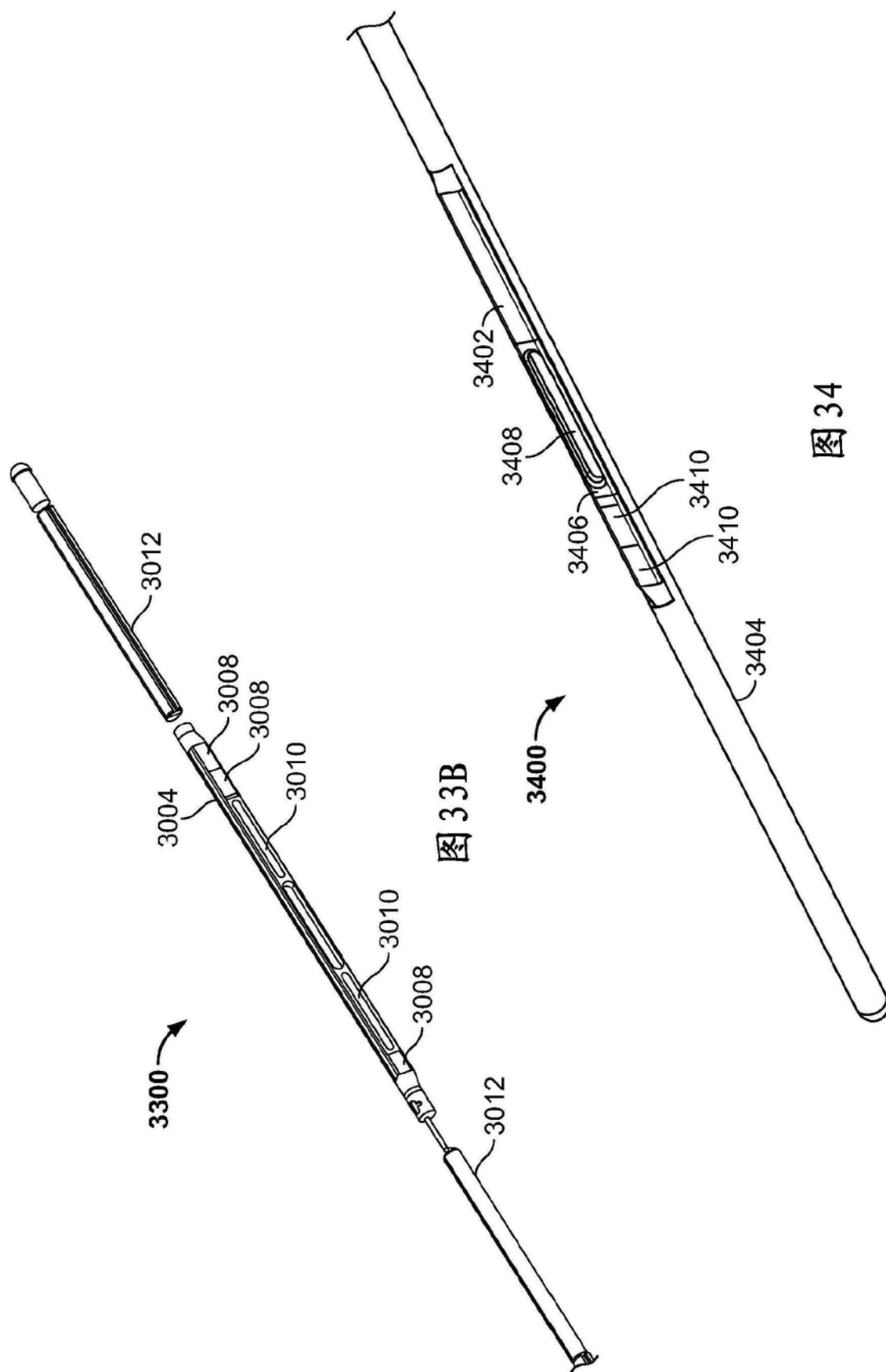


图 34

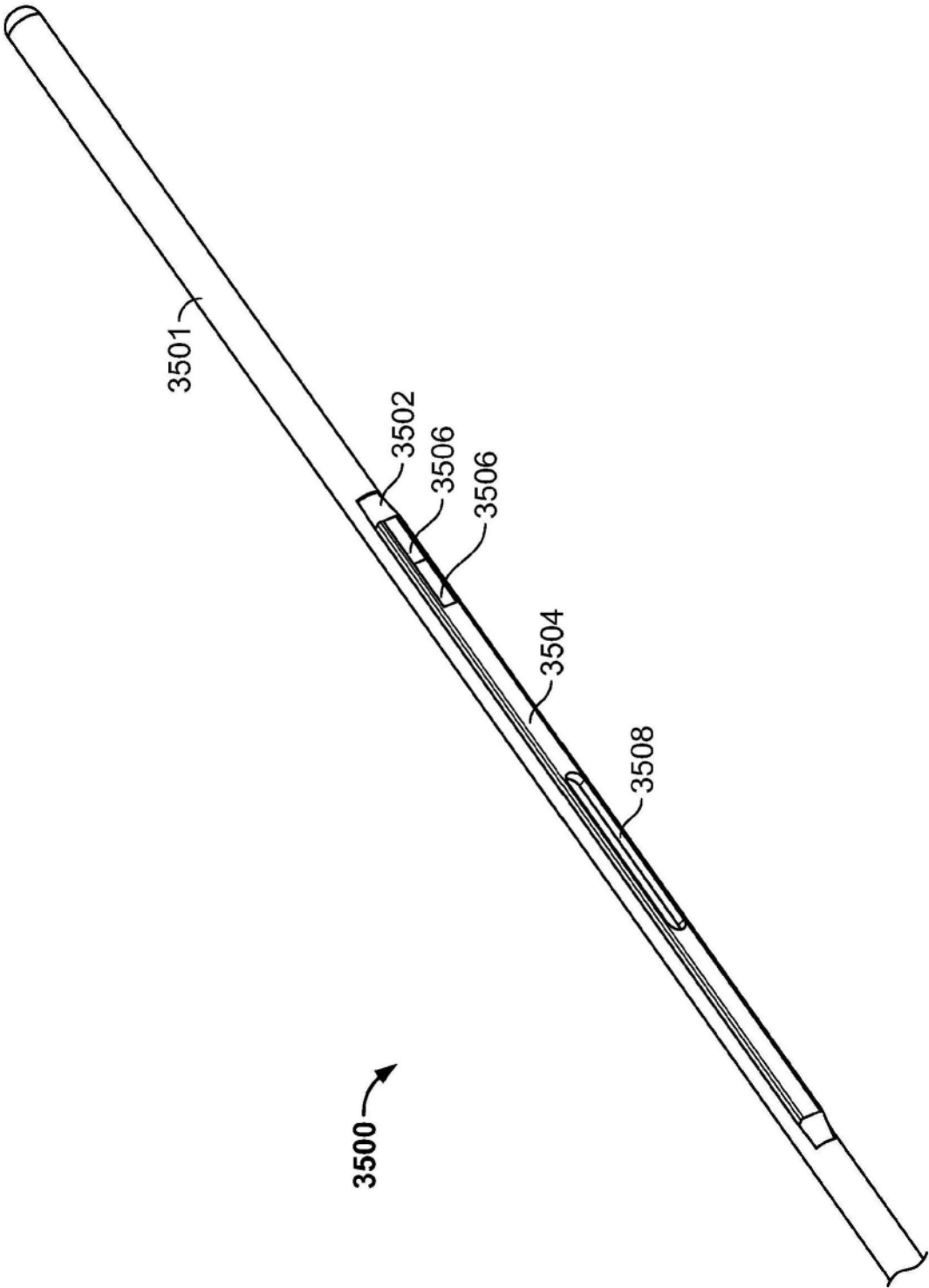


图35A

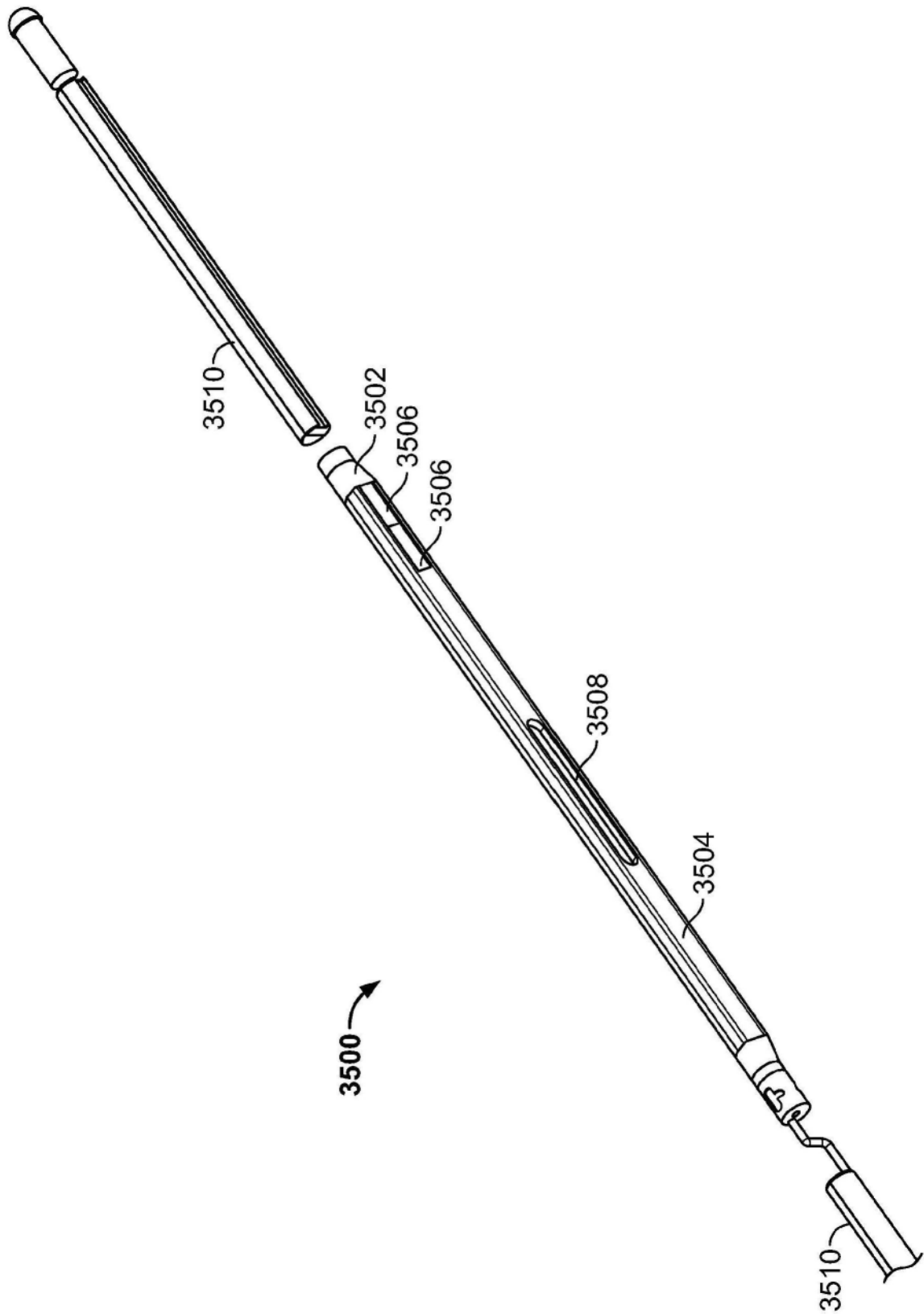


图35B

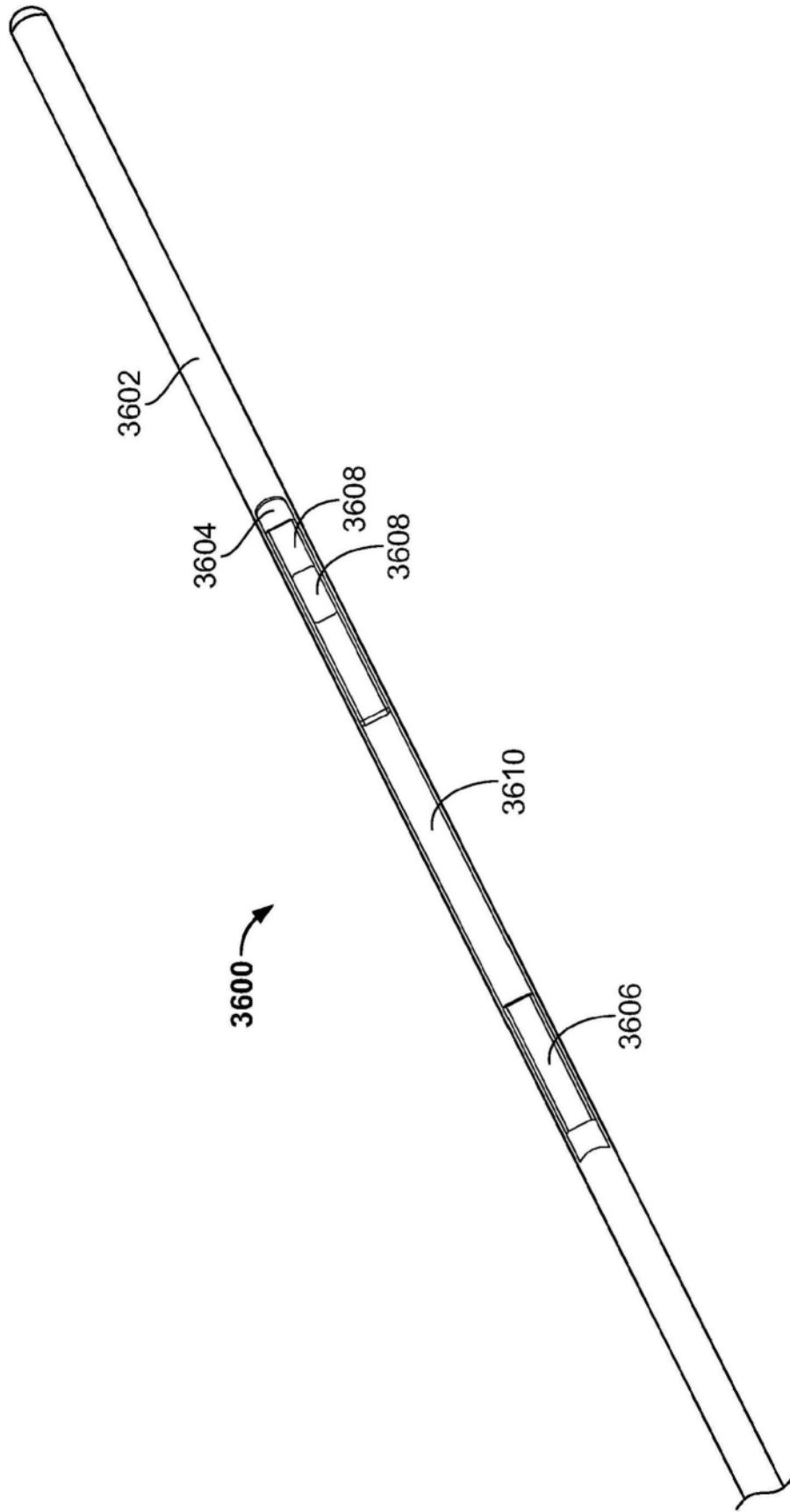


图36



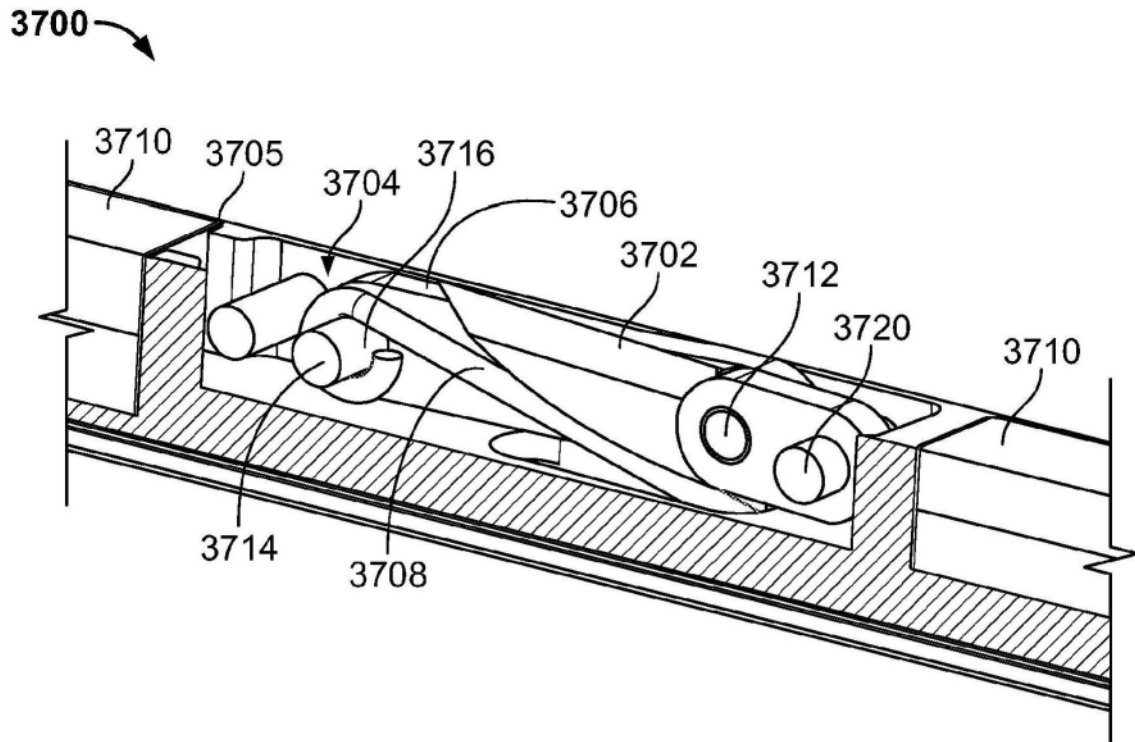


图37A

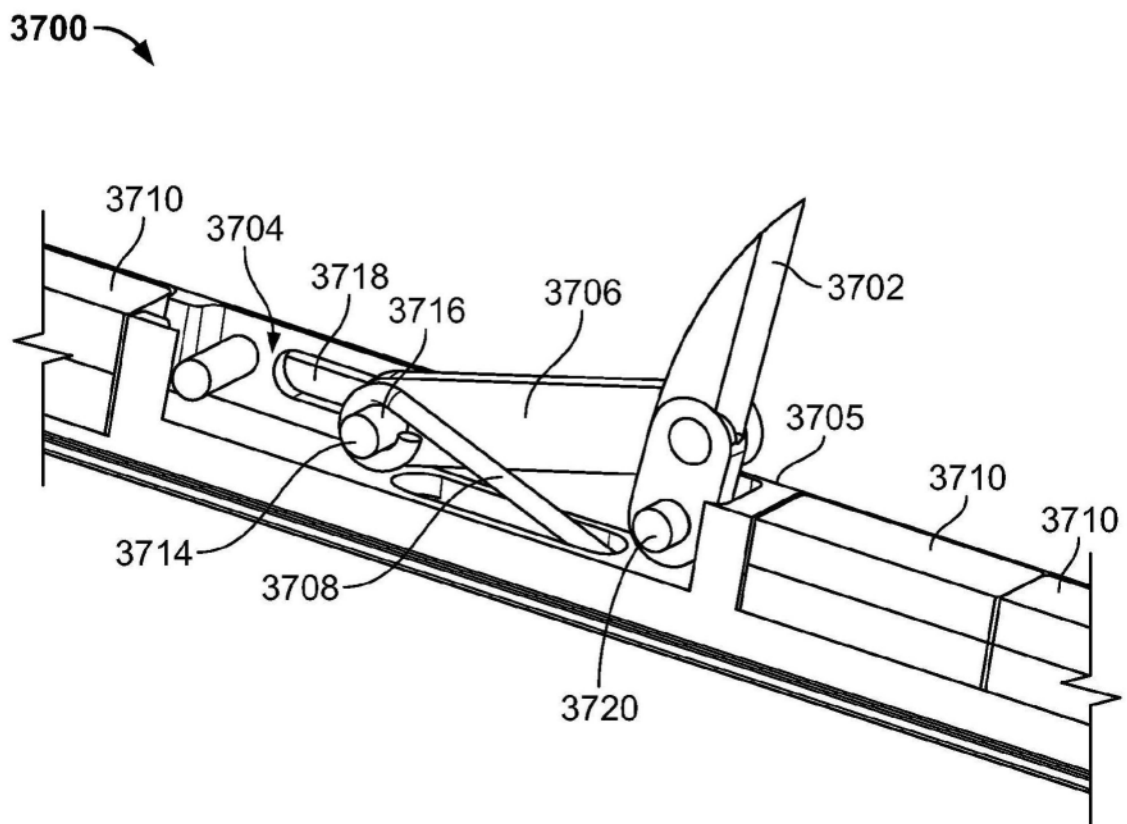


图37B

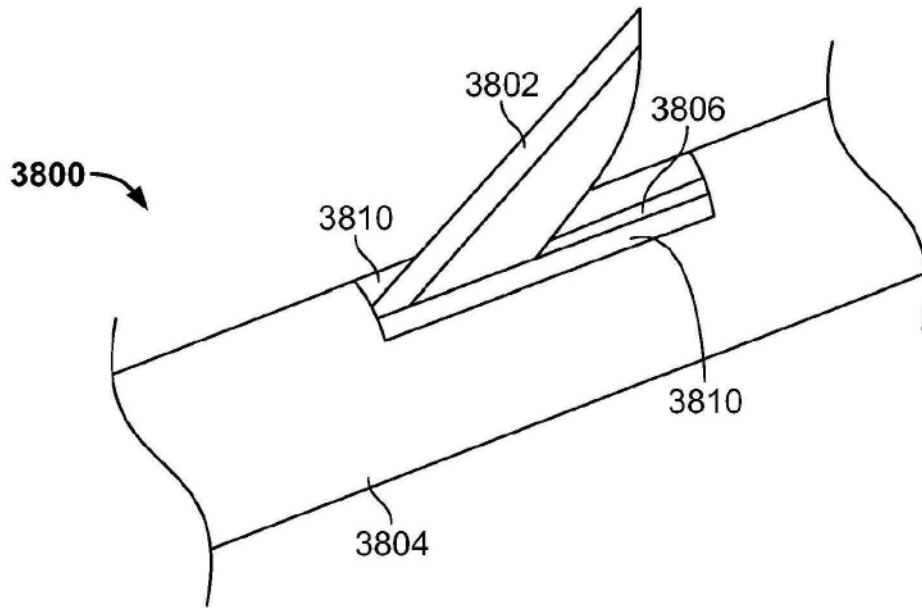


图38A

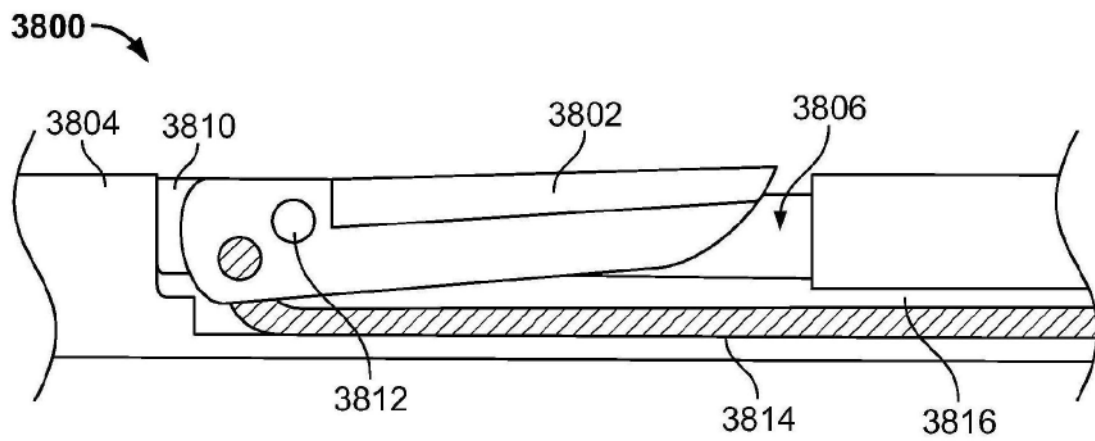


图38B

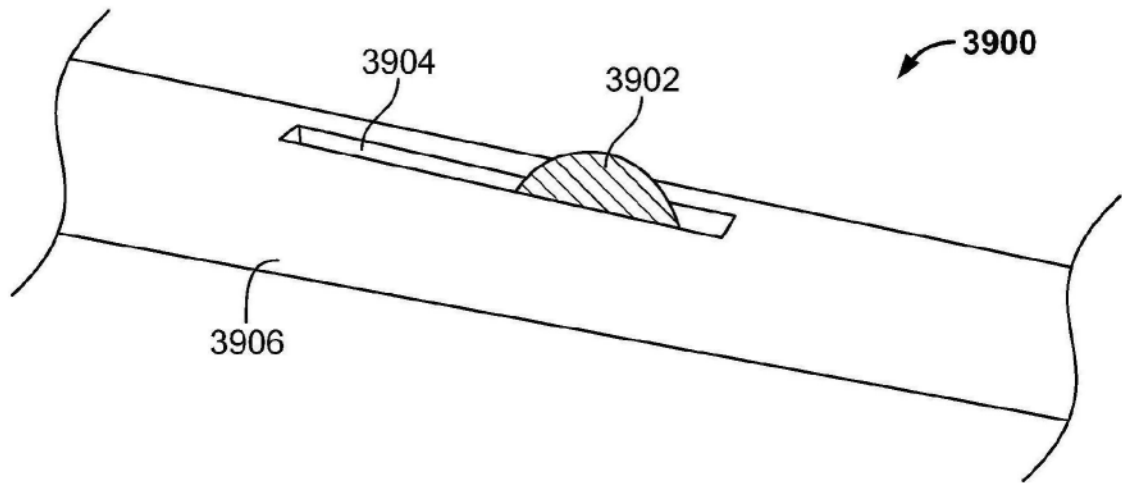


图39A

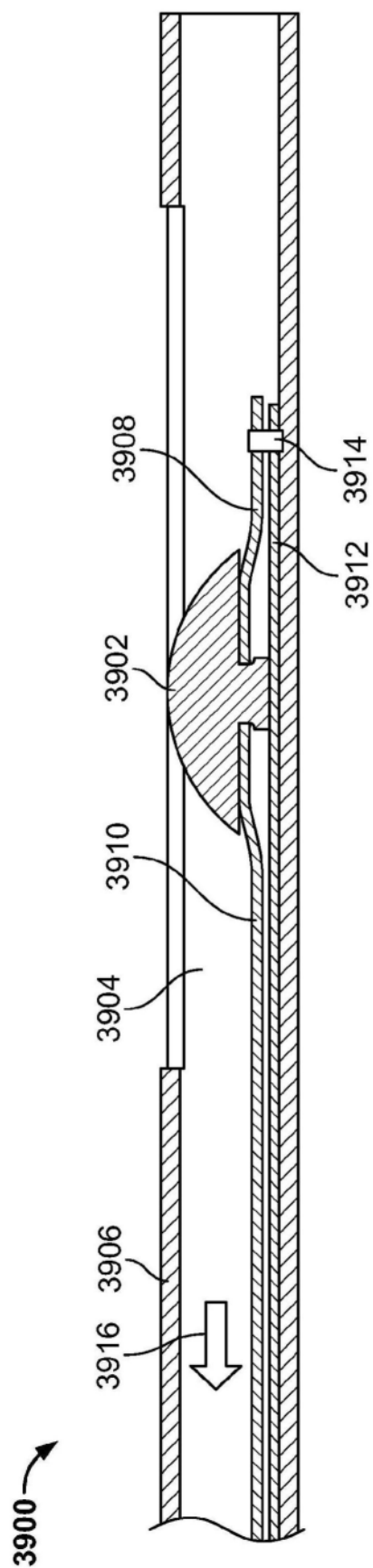


图39B

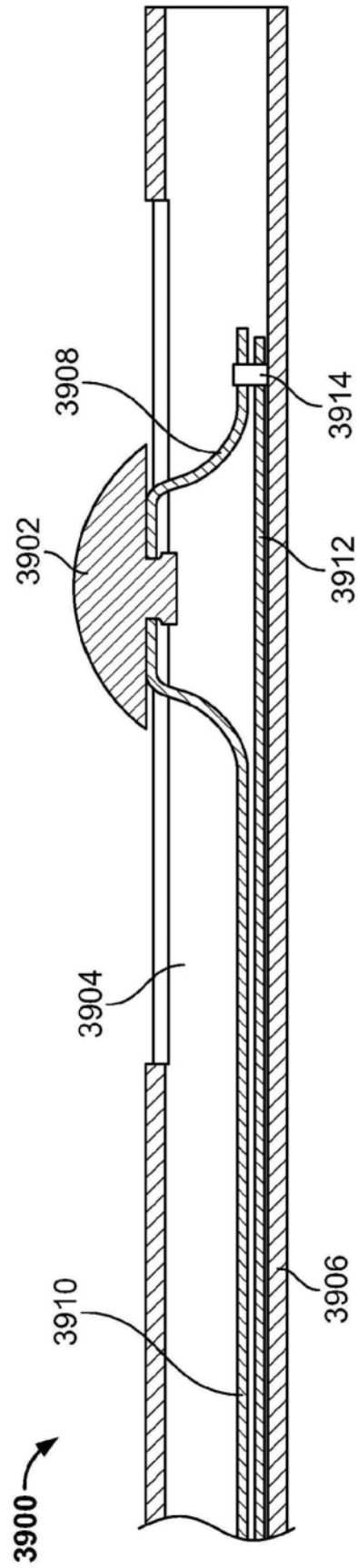


图39C

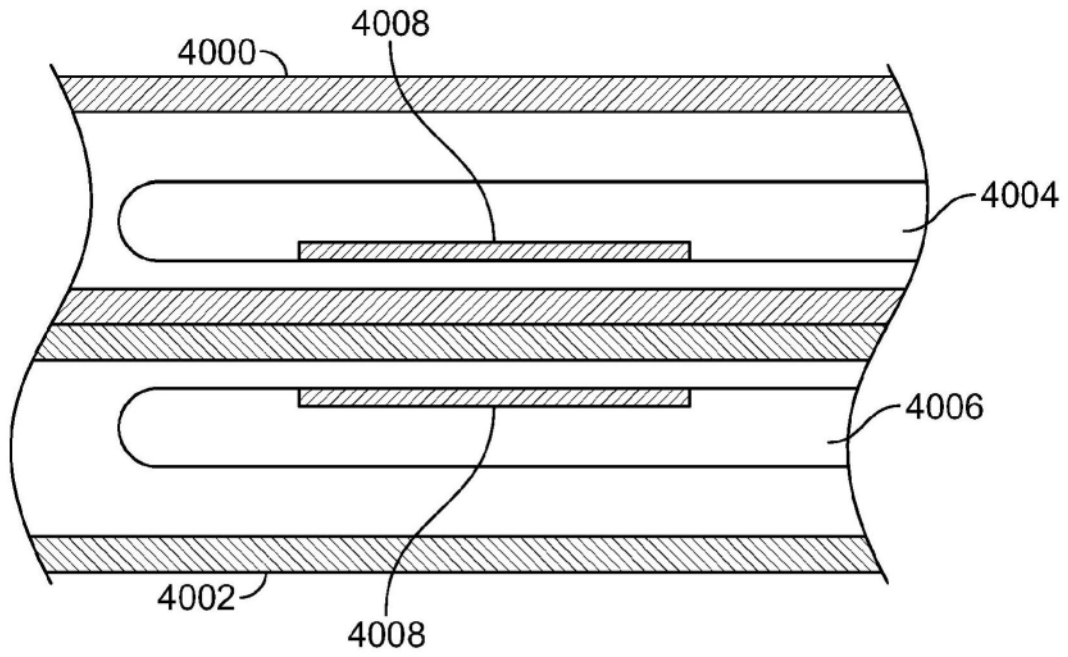


图40A

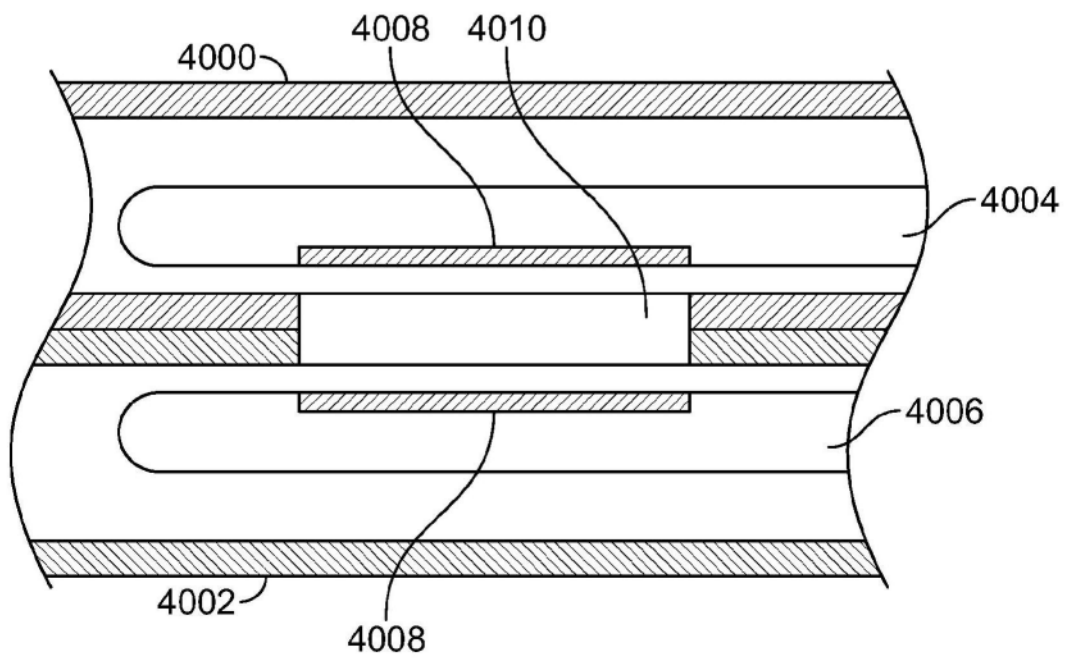


图40B

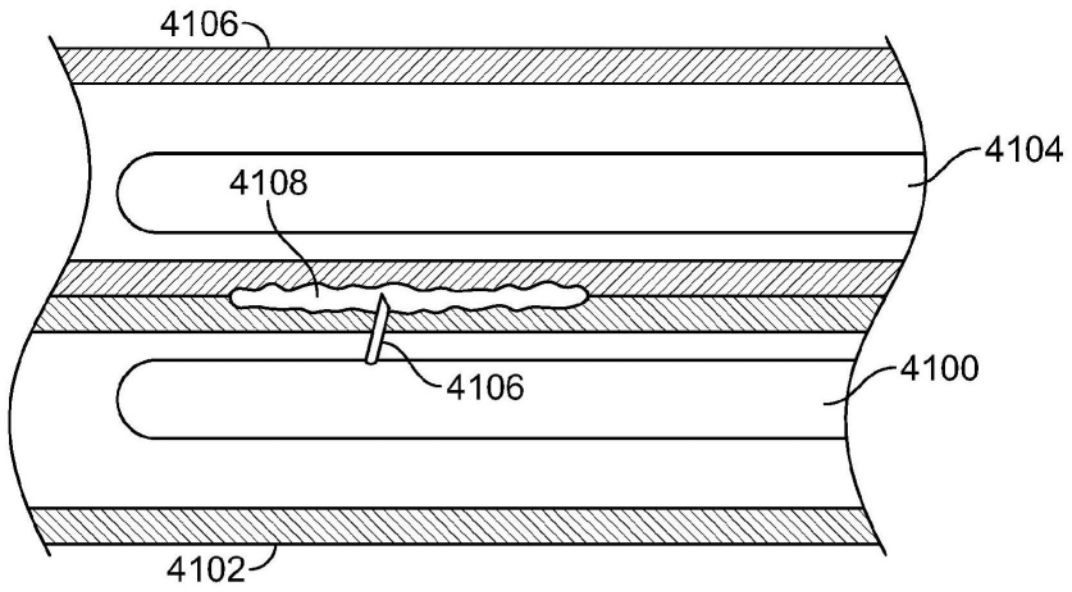


图41

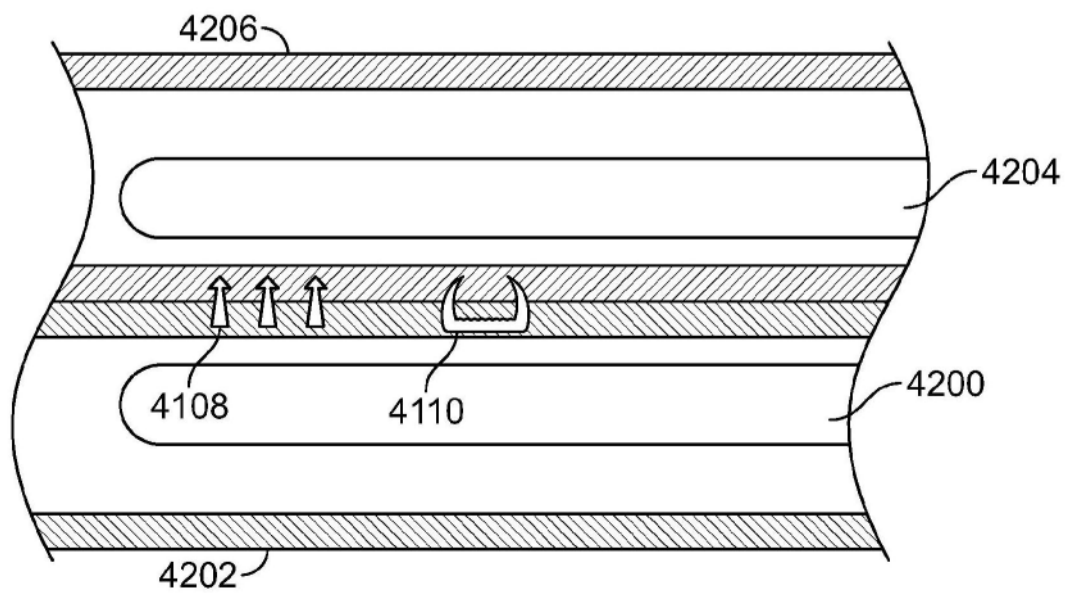


图42

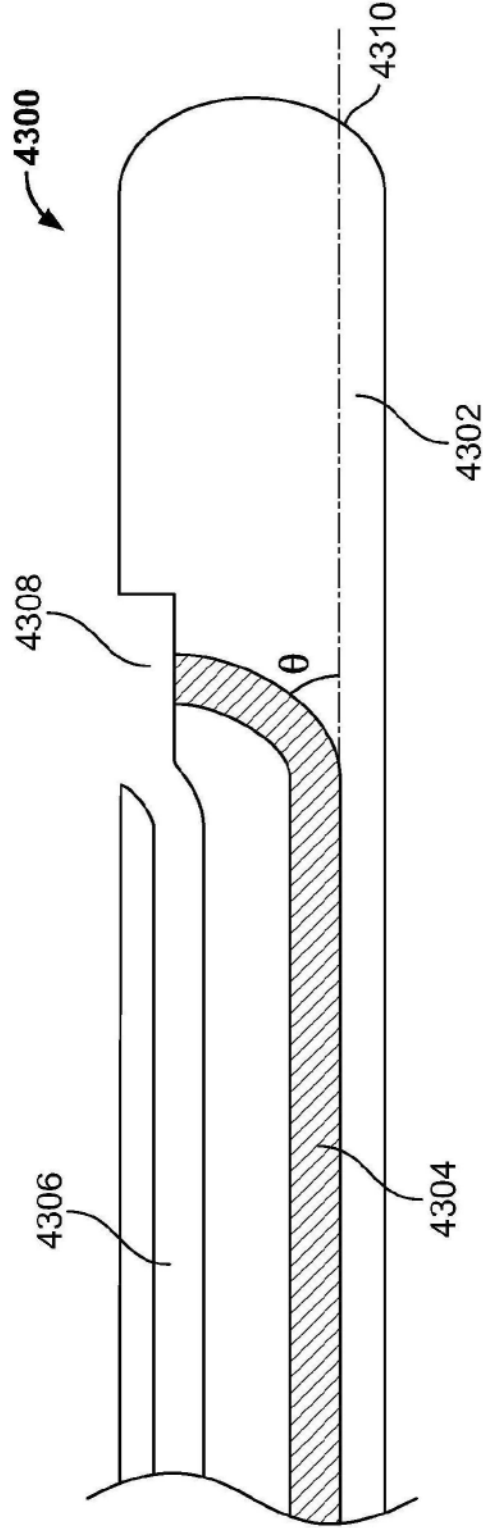


图43



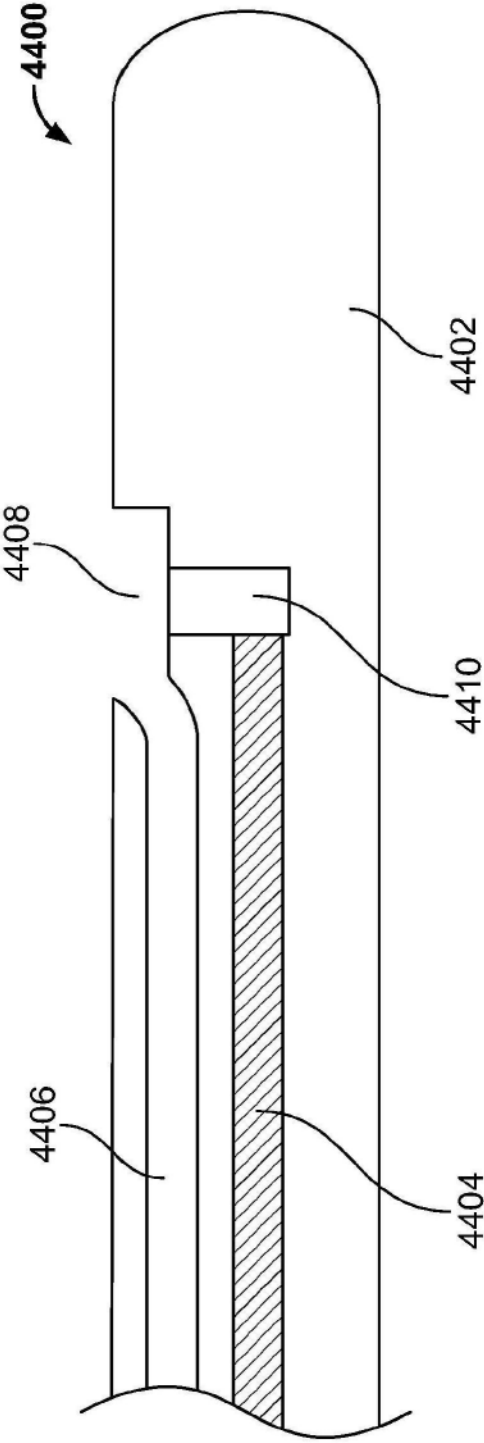


图44