



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108135530 B

(45) 授权公告日 2023.01.17

(21) 申请号 201680057469.6

M・B・范德马克 S・H・德尼森

(22) 申请日 2016.10.02

E・G・范皮滕

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

申请公布号 CN 108135530 A

专利代理人 李光颖 王英

(43) 申请公布日 2018.06.08

(51) Int.CI.

(30) 优先权数据

A61B 5/06 (2006.01)

62/236,172 2015.10.02 US

G01B 11/16 (2006.01)

62/349,298 2016.06.13 US

A61B 34/20 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.02

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101420911 A, 2009.04.29

PCT/EP2016/073529 2016.10.02

CN 103607948 A, 2014.02.26

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2008097296 A1, 2008.04.24

W02017/055620 EN 2017.04.06

US 2004243103 A1, 2004.12.02

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

US 2008294145 A1, 2008.11.27

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 102686275 A, 2012.09.19

(72) 发明人 D・P・努南 M・L・弗莱克斯曼

WO 2015044814 A1, 2015.04.02

A・L・赖因施泰因 N・N・卡亚

WO 2015128145 A1, 2015.09.03

审查员 张玮

权利要求书2页 说明书13页 附图14页

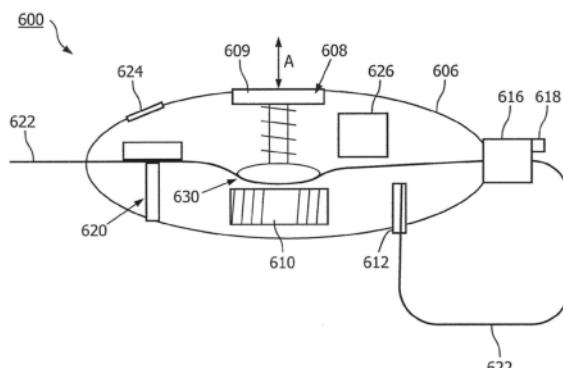
## (54) 发明名称

利用光学形状感测导丝的设备导航的集线器

## (57) 摘要

一种用于光学形状感测参考的集线器，包括集线器体(606)，所述集线器体被配置为接收具有形状感测系统的细长柔性仪器(622)，所述形状感测系统在集线器体中形成的路径内耦合到柔性仪器。在路径中在集线器体中形成轮廓(630)以给予集线器模板，所述集线器模板被配置为在形状感测数据中区分集线器内的细长柔性仪器的部分。附接机构(616)被形成在集线器体上，以将集线器体可拆卸地连接到可部署仪器，使得集线器体的位置的改变指示可部署设备的对应的改变。

CN



1. 一种用于光学形状感测参考的集线器，包括：

集线器体(606)，其被配置为接收具有形状感测系统的细长柔性仪器(622)，所述形状感测系统在所述集线器体中形成的可变形路径内耦合到所述细长柔性仪器；

偏置机构(608)，其用于对所述细长柔性仪器进行位移以在所述集线器体中形成轮廓(630)，由此形成所述可变形路径以在所述偏置机构处于第一位置时给予集线器模板，从而在形状感测数据中区分所述集线器体内的所述细长柔性仪器的部分；以及

附接机构(616)，其被形成在所述集线器体上，以将所述集线器体能拆卸地连接到可部署仪器，使得所述集线器体的位置的改变指示所述可部署仪器的对应的改变，

其中，所述集线器模板能在所述形状感测数据中进行识别，以在医学流程中的部署期间考虑所述集线器体和所述可部署仪器的位置。

2. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述细长柔性仪器(622)包括导丝，并且所述形状感测系统被设置在所述导丝内。

3. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述轮廓(630)包括二维或三维偏轴形状或应变。

4. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述可部署仪器包括导管、护套、球囊或可植入设备中的一项，并且所述集线器连接到所述可部署仪器。

5. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述附接机构(616)包括鲁尔锁。

6. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述附接机构(616)包括止血阀附件。

7. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述集线器体(606)包括分半部分以接收所述可部署仪器和/或所述细长柔性仪器中的至少一项。

8. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述集线器体包括辐射不透明标记和表面特征(624)中的至少一项，所述辐射不透明标记和所述表面特征被配置为在医学图像中对准、配准和/或查看所述集线器体。

9. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述集线器模板是由以下项中的一项给予的：偏置部分、所述轮廓的形状或温度改变设备。

10. 根据权利要求1所述的集线器，其中，所述细长柔性仪器被设置在线上设备的腔内，所述线上设备是非形状感测使能的，并且所述集线器模板被配置为将所述线上设备与所述细长柔性仪器配准。

11. 一种用于光学形状感测的系统，包括：

集线器体(606)，其被配置为接收具有光学形状感测系统(104)的细长柔性仪器，所述光学形状感测系统在所述集线器体中形成的可变形路径内耦合到所述细长柔性仪器；

偏置机构(608)，其用于对所述细长柔性仪器进行位移以在所述集线器体中形成轮廓(630)，由此形成所述可变形路径以在所述偏置机构处于第一位置时给予集线器模板，从而在形状感测数据中区分所述集线器体内的所述细长柔性仪器的部分；

附接机构(616)，其被形成在所述集线器体上以将所述集线器体能拆卸地连接到可部署仪器；以及

光学感测模块(122)，其耦合到所述光学形状感测系统，以解释所述形状感测数据以在所述形状感测数据中识别所述集线器模板，从而在医学流程中的部署期间考虑所述集线器体和所述可部署仪器的位置。

12.一种用于光学形状感测参考的集线器,包括:

集线器体(806),其被配置为接收具有形状感测系统(810)的细长柔性仪器(802),所述形状感测系统在所述集线器体中形成的路径内耦合到所述细长柔性仪器;

可变形机构(808),其与所述集线器体相关联并且被配置为在至少两个位置之间移动,其中,所述至少两个位置中的至少一个位置生成模板位置,所述模板位置被配置为在形状感测数据中区分所述集线器体内的所述细长柔性仪器的部分;以及

附接机构,其被形成在所述集线器体上,以将所述集线器体能拆卸地连接到可部署仪器,

其中,所述模板位置能在所述形状感测数据中进行识别,以在医学流程中的部署期间考虑所述集线器体和所述可部署仪器的位置。

13.一种用于光学形状感测参考的集线器系统,包括:

集线器体(806),其被配置为接收具有形状感测系统(810)的细长柔性仪器(802),所述形状感测系统在所述集线器体中形成的路径内耦合到所述细长柔性仪器;

可变形机构(808),其与所述集线器体相关联并且被配置为在至少两个位置之间移动,其中,所述至少两个位置中的至少一个位置生成模板配置,所述模板配置被配置为在形状感测数据中区分所述集线器体内的所述细长柔性仪器的部分;

光学感测模块(122),其耦合到所述形状感测系统,以解释所述形状感测数据以对照存储的模板识别模板位置,从而识别所述细长柔性仪器上的所述集线器体的位置;以及

附接机构,其被形成在所述集线器体上,以将所述集线器体能拆卸地连接到可部署仪器,使得所述集线器体的位置的改变指示所述可部署仪器的对应的改变,

其中,所述模板配置能在所述形状感测数据中进行识别,以在医学流程中的部署期间考虑所述集线器体和所述可部署仪器的位置。

## 利用光学形状感测导丝的设备导航的集线器

[0001] 相关申请数据

[0002] 本申请根据35U.S.C. §119要求享有于2015年10月2日递交的美国临时专利申请序列No. 62/236172以及于2016年6月13日递交的美国临时专利申请序列No. 62/349298的权益,通过引用将这两者申请整体内容并入本文,如同被完全阐述。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及医学仪器,并且更具体地涉及被配置为符合用于医学应用中的设备导航的集线器中的轮廓(profile)的导丝中的形状感测光纤。

### 背景技术

[0004] 诸如导管、部署系统或护套的医学设备可以通过将(一条或多条)光纤嵌入设备内来被启用形状感测。这需要定制设备的机械设计以添加针对光纤的额外的腔。添加光纤还增加了设备的成本,并且需要使用额外的形状感测系统。这样的设备被称为“线上(over-the-wire)”设备,因为它们通常与穿过设备的腔的导丝结合使用。

[0005] 光学形状感测(OSS)或光纤真实形状<sup>TM</sup>(也称为“光形状感测”,“光纤形状感测”,“光纤3D形状感测”,“光纤形状感测和定位”等)采用沿着光纤的来进行手术介入期间的设备定位和导航。涉及的一个原理使用特征瑞利背散射或受控光栅图案在光纤中利用轮廓式应变测量。可以一起使用多个光纤来重建3D形状,或者也可以使用具有多个芯的单个光纤,所述芯也可以成螺旋形以用于较低轮廓的传感器。沿着光纤的形状开始于沿着传感器的特定点,称为发起或z=0,并且随后的形状位置和取向与该点相关。光学形状感测光纤可以集成到医学设备中,以在微创流程期间提供设备的实况引导。

### 发明内容

[0006] 根据本原理,用于光学形状感测参考的集线器包括集线器体,所述集线器体被配置为接收具有形状感测系统的细长柔性仪器,所述形状感测系统在形成于集线器体中的路径内耦合到柔性仪器。轮廓形成在集线器体中在路径中以给予集线器模板,所述集线器模板被配置为在形状感测数据中区分集线器体内的细长柔性仪器的部分。附接机构形成在集线器体上以将集线器体可拆卸地连接到可部署仪器,使得集线器体的位置的改变指示可部署设备的对应改变。

[0007] 一种用于光学形状感测的系统包括:集线器体,其被配置为接收具有光学形状感测系统的细长柔性仪器,所述光学形状感测系统在形成于所述集线器体中的路径内耦合到所述柔性仪器。轮廓形成在集线器体中在路径中以给予集线器模板,所述集线器模板被配置为在形状感测数据中区分集线器内的细长柔性仪器的部分。附接机构形成在集线器体上以将集线器体可拆卸地连接到可部署仪器。光学感测模块耦合到光学形状感测系统以解释形状感测数据以在形状感测数据中识别集线器模板,从而在医学流程中的部署期间考虑集线器和可部署仪器的位置。

[0008] 用于光学形状感测的另一个系统包括集线器体，所述集线器体被配置为接收具有光学形状感测系统的细长柔性仪器，所述光学形状感测系统在形成于集线器体中的可变形路径内耦合到柔性仪器。可变形路径包括用于对柔性仪器进行位移以在集线器体中的可变形路径中形成轮廓的机构，以当机构处于第一位置中时给予集线器模板，从而在形状感测数据中区分集线器内的细长柔性仪器的部分。附接机构形成在集线器体上以将集线器体可拆卸地连接到可部署仪器。

[0009] 用于光学形状感测参考的另一集线器包括集线器体，所述集线器体被配置为接收具有形状感测系统的细长柔性仪器，所述形状感测系统在集线器体中形成的路径内耦合到柔性仪器。可变形机构与集线器体相关联并且被配置为在至少两个位置之间移动，其中，所述至少两个位置中的至少一个位置生成模板位置，所述模板位置被配置为在形状感测数据中区分集线器体内的细长柔性仪器的部分。

[0010] 一种用于光学形状感测参考的集线器系统包括集线器体，所述集线器体被配置为接收具有形状感测系统的细长柔性仪器，所述形状感测系统在形成于集线器体中的路径内耦合到柔性仪器。可变形机构与集线器体相关联并且被配置为在至少两个位置之间移动，其中，所述至少两个位置中的至少一个位置生成模板配置，所述模板配置被配置为在形状感测数据中区分集线器体内的细长柔性仪器的部分。光学感测模块耦合到光学形状感测系统以解释形状感测数据以识别针对存储的模板的模板位置，从而识别柔性仪器上的集线器的位置。

[0011] 本公开的这些及其他目的、特征和优点将通过结合附图阅读的本公开的说明性实施例的以下详细描述而变得显而易见。

## 附图说明

[0012] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下描述，其中：

[0013] 图1是示出根据一个实施例的用于推断可部署设备的位置/取向的形状感测集线器的框图/流程图；

[0014] 图2示出了根据一个实施例的具有鲁尔锁附接特征的集线器的图像和示意图；

[0015] 图3是示出根据一个实施例的耦合到导管和止血阀并且具有穿过其延伸的形状感测导丝的集线器的示意图；

[0016] 图4示出了根据一个实施例的用于导管上设计的分半集线器的图像；

[0017] 图5示出了根据说明性实施例的具有不同形状的多个集线器；

[0018] 图6是示出根据说明性实施例的不同特征的集线器的截面视图；

[0019] 图7是示出具有集线器模板的形状感测数据并且示出随着根据本原理的集线器的移动而移位的集线器模板的曲线图；

[0020] 图8是示出根据一个实施例的具有用于设置形状感测柔性仪器的位置以推断可部署设备的位置/取向的可变形机构的动态集线器的图；

[0021] 图9是示出根据一个实施例的具有处于打开位置和关闭位置中以调节形状感测柔性仪器的杆机构的集线器的透明侧视图；

[0022] 图10是根据另一实施例的具有对应截面视图的透明侧视图，所述对应截面视图示出了具有处于打开位置和关闭位置中以调节形状感测柔性仪器的按钮机构的集线器；

[0023] 图11是示出根据另一实施例的用于调节形状感测仪器的凸轮、凸轮从动件和旋钮的截面视图；

[0024] 图12是示出根据另一实施例的具有处于接合位置中和处于未接合位置中以调节形状感测柔性仪器的杆机构的集线器的透明侧视图；

[0025] 图13是示出根据另一个实施例的具有处于接合位置中和处于未接合位置中以调节形状感测柔性仪器的偏置杆机构的集线器的透明侧视图；

[0026] 图14示出了根据另一实施例的加载在导丝上的偏置集线器的视图的进展；并且

[0027] 图15是示出根据另一个实施例的处于打开位置和关闭位置中以调节形状感测柔性仪器的压缩集线器的侧视图。

## 具体实施方式

[0028] 根据本原理，提供了形状感测导丝以用于在也感测任何商业性的线上设备或部件的位置的腔中使用。如果导管（或其他可部署设备）被用在形状感测导丝（或其他柔性细长设备）上，那么导丝形状还定义了针对导管与导丝交叠的长度的导管形状。为了正确定义导管沿着导丝的位置，需要知道导管和导丝之间的关系。这可以通过使用集线器设备来使导丝在沿导管的特定位置处呈现特定形状、曲率或应变轮廓（形状轮廓）来完成。诱导这种形状、曲率或应变轮廓的方法是采用具有已知轮廓的‘集线器’，其可以作为模板存储。

[0029] 当形状感测设备在非形状感测设备内部时，来自感测设备的形状信息可以用于推断关于非感测设备的形状和位置的信息。所需的配准可以包括两个设备之间的纵向平移。该配准可以通过使用感测设备在沿着非感测设备的特定位置处的已知形状变形来执行。可以通过曲率检测、轴向应变（来自加热或张力）、2D或3D形状匹配等来检测形状变形。

[0030] 可以采用多种不同版本的集线器设计。在使用形状变形（与由于例如温度的应变变形相反）的集线器的情况下，形状变形也将定义平面。相同的集线器设备可用于跟踪设备的取向（例如，围绕其纵轴旋转）。在设备的近端部分处的集线器的取向可以1对1映射到位于远端部分中的治疗件，例如球囊、阀、内移植物、支架等。

[0031] 本原理描述了可以用于创建模板轮廓的集线器设计。这些设计可以包括例如鲁尔锁集线器、导管上集线器、止血阀集线器等。集线器可以被定义为可以在形状感测设备（例如导丝）中创建形状或曲率变形的部件。这样的部件应该能够在临床环境中的各种商用医学设备中工作。集线器设计可以跨多种设备设计被采用。可以使用多种不同版本的集线器设计来使导丝变形并执行纵向编码。

[0032] 一旦已知线上设备的位置和取向，就可以用它来显示治疗件的模型，例如球囊、阀、内移植物、支架等。在血管内动脉瘤修复术（EVAR）中，需要知道内移植物的位置，使得其他导管和内移植物可以相对于原始内移植物被导航。这需要大量的荧光透视和对比。如果内移植物被不准确地定位，可能产生多种问题。

[0033] EVAR取代了开放式手术作为修复腹主动脉瘤（AAA）的最常用技术。该流程通常在X射线荧光透视引导下被执行，并使用大量对比来正确定位和部署支架移植物。EVAR流程期间平均使用50-100mL对比染料，这能够导致~7%情况的急性肾功能衰竭。来自EVAR的一个并发症是支架移植物与主动脉密封不足导致的内漏。内漏涉及支架周围的不正确流（例如，在近端或远端附接部位处围绕支架的流，流过移植物壁，来自分支的逆流）等。EVAR的另一

并发症涉及主动脉侧支(例如结肠、肾和骨盆动脉)的缺血。这能够由于支架移植物的错位而发生,使得支架部分或完全覆盖侧血管之一,并且这与缺乏高质量成像技术以及血管内组的学习曲线相关联。

[0034] 在EVAR中,支架移植物被包含在支架部署系统内,所述支架部署系统用于将支架导航到脉管系统的正确部分。部署系统趋于相对大和僵硬的血管内设备。其通常在近端涉及手柄或一组旋钮和刻度盘以控制围绕支架部署的各个步骤。支架位于设备的远端部分内,并且仅在设备已被导航到适当位置时才被释放。在一些情况下,支架在一个步骤中完全部署,而在其他情况下,支架可以部分部署以允许在最终部署步骤将支架牢固地附接到脉管系统(通常通过保持/密封环)之前的正确的定位和取向。

[0035] 血管内支架移植物需要足够量的健康脉管系统,其中,其能够使其密封环着落于此。如果这在肾动脉下面是不可能的,那么支架将覆盖那些动脉,并且需要创建一些维持到这些血管的流的备选方式。这可以在称为开窗式血管内动脉瘤修复术(FEVAR)的流程中利用开窗式支架(例如,具有用于侧支的窗口的支架)来完成。在这种情况下,支架具有与侧支正确排列的开窗,并且将额外的支架放置成将侧血管连接到主支架。

[0036] 在X射线引导下,可以通过被定位于支架上关键位置中的X射线可见标记来使支架可视化。在开窗式支架中,标记识别开窗的位置并且可以用于对支架取向以适当地将开窗与侧血管对准。

[0037] 根据本原理,设备和方法包括将集线器配准到线上设备的目标节点并且可视化线上设备和线上设备中的目标节点处的模型。这允许使用形状感测导丝来导航任何商业性导管、部署系统、护套或其他此类设备。在有用的实施例中,设备和方法利用近端集线器来确定设备的远端部分的取向,例如安装在形状感测导丝上的市售导管、部署系统或护套。集线器可以包括使穿过其的导丝偏转成已知形状的形状轮廓。可以沿着光纤检测该形状,以知晓导丝与线上设备之间的纵向配准。由于集线器耦合到线上设备,集线器形状也可以用于跟踪施加到线上设备的近端部分的旋转或位置。

[0038] 在一个实施例中,集线器(并且因此整个设备)的旋转可以通过将平面拟合到集线器内的已知形状轮廓并且随着时间的推移跟踪该平面的取向来测量。在一个实施例中,旋转开窗的内移植物的模型以更好地将内移植物上的开窗与解剖模型对准。集线器形状关于其自身的旋转用于映射容纳在设备的远端部分内的内移植物的旋转。这允许使用形状感测导丝来导航任何商业性导管(手动或机器人)、部署系统、护套或其他这样的设备。这可以应用于许多应用,诸如血管(导管、护套、部署系统等)、腔内(内窥镜)、整形外科(k线&螺丝刀)以及非医学应用。

[0039] 为了提供更高效的配准,利用光纤真实形状<sup>TM</sup>(FORS<sup>TM</sup>,也称为“光学形状感测”,“光纤形状感测”,“光纤3D形状感测”,“光纤形状感测和定位”等)的可变形配准设备可以被使用。光纤真实形状<sup>TM</sup>系统是由Koninklijke Philips,N.V.开发的系统的商业名称。如本文所使用的,术语FORS<sup>TM</sup>和FORS<sup>TM</sup>系统不限于Koninklijke Philips,N.V.的产品和系统,而是通常指代光纤形状感测和光纤形状感测系统、光纤3D形状感测、光纤3D形状感测系统、光纤形状感测和定位以及类似技术。

[0040] 应当理解,将依据医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导要更广泛得多,并且,可应用于任何光纤仪器。在一些实施例中,本发明原理被采用在跟踪或分析复杂的生物

或机械系统中。具体而言，本发明原理可应用于生物系统的内部追踪流程，以及在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区中的流程。附图中描绘的元件能够被实施在硬件与软件的各种组合中，并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0041] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时，所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个个体处理器（它们中的一些能够被共享）来提供。此外，术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件，并且能够暗含地包括而不限于数字信号处理器（“DSP”）硬件、用于存储软件的只读存储器（“ROM”）、随机存取存储器（“RAM”）、非易失性存储设备等。

[0042] 此外，在本文中的记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述，以及其具体范例，旨在涵盖其结构和功能等价物两者。此外，这样的等价物旨在包括当前已知的等价物和未来发展的等价物（即，无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件）。因此，例如，本领域技术人员将认识到，本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地，将认识到，任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此由计算机或处理器来运行的各种过程，而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0043] 此外，本发明的实施例能够采取计算机程序产品形式，所述计算机程序产品可从计算机可用或计算机可读存储介质存取，所述计算机可用或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合来使用的程序代码。出于该描述目的，计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统（或者装置或设备）或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器（CD-ROM）、压缩盘-读/写（CD-R/W）、Blu-Ray<sup>TM</sup>以及DVD。

[0044] 在说明书中对本原理的“一个实施例”或“实施例”以及其变型的引用意指结合所述实施例描述的特定特征、结构、特性等被包括在本原理的至少一个实施例中。因此，贯穿说明书的出现在各个地方的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”以及任何其他变型的出现不一定全部指的是相同实施例。

[0045] 应当理解，下文“/”、“和/或”和“……中的至少一个”中的任一个的使用，例如，在“A/B”、“A和/或B”和“A和B中的至少一个”的情况下，旨在涵盖对仅第一列出选项（A）的选择、或者对仅第二列出选项（B）的选择、或者对这两个选项（A和B）的选择。作为另一范例，在“A、B和/或C”和“A、B和C中的至少一个”的情况下，这样的短语旨在涵盖对仅第一列出选项（A）的选择、或者对仅第二列出选项（B）的选择、或者对仅第三列出选项（C）的选择、或者对仅第一列出选项和第二列出选项（A和B）的选择、或者对仅第一列出选项和第三列出选项（A和C）的选择、或者对仅第二列出选项和第三列出选项（B和C）的选择、或者对所有三个选项（A和B和C）的选择。如本领域和相关领域中的普通技术人员容易显而易见的，这可以针对如所列出的许多项扩展。

[0046] 还将理解，当元件，诸如层、区域或材料，被称为在另一元件“上”或“之上”时，其能

够直接在其他元件上或者还可以存在中介元件。相比之下,当元件被称为“直接在另一元件上”或“直接在另一元件之上”时,不存在中介元件。还将理解,当元件被称为被“连接”或“耦合”到另一元件时,其能够被直接连接或耦合到其他元件或者可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为被“直接连接”或“直接耦合”到另一元件时,不存在中介元件。

[0047] 现在参考其中相似的附图标记表示相同或相似的元件的附图,并且首先参考图1,根据一个实施例说明性地示出了用于监测形状感测使能设备和其他设备的系统100。系统100可以包括从其监督和/或管理程序的工作站或控制台112。工作站112优选地包括一个或多个处理器114和用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储被配置为解释来自形状感测设备或系统104 (FORS<sup>TM</sup>) 的光学反馈信号的光学感测模块122。光学感测模块122被配置成使用光学信号反馈(和任何其他反馈)来重建与形状感测设备相关联的变形、偏转和其他变化。根据本原理,医学设备或仪器102包括腔103,腔103在其中接收导丝或其他细长柔性仪器108。导丝108被配置为通过其接收系统104。医学设备102可以包括导管、护套、探头、内窥镜、机器人、电极、过滤设备、球囊设备、移植物、支架或具有腔的其他医学部件等。医学设备102被认为是线上设备或部件。医学设备102包括集线器106,集线器106可以被配置在设备102内,被应用(连接/耦合)到设备102或者被配置为安装在设备102内。

[0048] 形状感测系统104包括一条或多条光纤,所述光纤可以以设置的一个或多个图案排列。光纤126通过布线连接到工作站112。根据需要,布线可以包括光纤、电连接、其他仪器等。

[0049] 具有光纤的系统104可以基于光纤布拉格光栅传感器、瑞利散射或其他类型的散射。常规光纤中的固有反向散射可被利用,例如瑞利拉曼散射、拉曼散射、布里渊散射或荧光散射。一种这样的方法是在标准单模通信光纤中使用瑞利散射。由于光纤芯中折射率的随机波动而发生瑞利散射。这些随机波动可以被建模为布拉格光栅,其沿着光栅长度具有幅度和相位的随机变化。通过在多芯光纤的单个长度内延伸的三个或更多芯中或在布置在一起的多个单芯光纤中使用该效应,可以跟随感兴趣表面的3D形状和动力学。

[0050] 光纤布拉格光栅 (FBG) 系统也可以用于系统104。FBG是反射特定波长的光并透射所有其他光的短片段光纤。这是通过在纤芯中增加折射率的周期变化来实现的,折射率的周期变化生成波长特异的电介质镜。因此光纤布拉格光栅能够用作阻碍某些波长的内置滤光器,或用作波长特异的反射器。

[0051] 测量折射率变化的接口中的每个处的菲涅耳反射。对于一些波长,各种周期的反射光同相,使得对于反射存在相长干涉,并且因此对于透射存在相消干涉。布拉格波长对于应变以及温度敏感。这意味着布拉格光栅能够用作光纤传感器中的感测元件。

[0052] 并入三个或更多芯允许精确地确定这种结构的三维形式。根据应变测量,能够推断该位置处的结构的曲率。根据该大量的测量的位置,确定了总体三维形式。类似的技术可以用于配置成已知结构或几何结构的多个单芯光纤。

[0053] 在一个实施例中,工作站112被配置为接收来自形状感测设备104的反馈并且记录关于感测设备104已经在体积130内何处的累积位置数据。空间或体积130内的形状感测信息可以显示在显示设备118上。工作站112包括用于查看对象(患者)或体积130的内部图像的显示器118,并且可以包括形状图像134作为诸如X射线图像、计算机断层摄影(CT)图像、磁共振图像(MRI)、实时内部视频图像或由成像系统110预先或同时收集的其它图像的医学

图像136上的交叠。显示器118还可以允许用户与工作站112及其部件和功能或者系统100内的任何其他元件进行交互。这通过接口120进一步促进，接口120可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备或任何其他外围设备或控制器以允许用户得到来自工作站112的反馈和与工作站112交互。

[0054] 配准设备144被存储在存储器116中并且被配置为将集线器106配准到线上设备102中的(一个或多个)目标节点124。目标节点124可以包括可以被用作针对集线器106的参考的设备102上的任何识别特征。设备102和目标节点124优选地在一幅或多幅图像136中被可视化。此外，可以使用目标节点124来绘制线上设备102的虚拟模型146作为在线上设备102中进行可视化的参考。

[0055] 在一个实施例中，通过将集线器106附接到线上设备102的近端部分来将集线器106被配准到线上设备102中的目标节点124，以使得能够进行形状感测导丝108和线上设备102之间的配准(例如，纵向)。为了创建线上设备102的有意义的可视化，集线器位置可以被映射到其他设备节点。节点124被认为是临床医师感兴趣的设备特征。范例可以包括设备尖端、开窗的位置、球囊的开始点和结束点、超声换能器的位置等。

[0056] 在一个实施例中，目标节点124可以包括设备102的尖端位置。该节点124可以用于定位许多设备，并且可以出于安全原因而被采用(例如，确保尖端不会过分突起到设备的尖端保留在血管内的特定血管中，等等)。当集线器106附接到线上设备102时，不能在空间中正确地可视化设备，直到设备102的尖端和集线器106之间的映射已知。

[0057] 该映射可以以多种方式完成。例如，设备102的长度可以被输入到图像处理模块148，图像处理模块148使用可视化软件绘制设备的位置和(一个或多个)尺度。这可以通过扫描设备102的条形码并在数据库中查找其性质，用户直接输入值或从设备包中读取值，手动测量等来提供。在另一实施例中，设备102可以由图像处理模块148使用X射线图像并自动从数据库中查找信息来识别。在另一实施例中，设备102可以在X射线视场(FOV)中被放置并附接到集线器106并且从得到的图像自动检测其长度/尺度。

[0058] 这可以通过自动检测X射线图像中的设备尖端或让用户使用例如鼠标(120)在图像中点击设备尖端来完成。可以采用一个或多个X射线投影，并且这可以适用于所有设备。此外，自动检测可以以其他方式执行，例如，要知道长度，仅将导丝尖端与设备尖端对准并且点击按钮，或者将设备尖端环回到集线器上的已知特征(例如凹痕)上并点击按钮。

[0059] 根据本原理，集线器106提供了直接附接到各种各样商业性设备上。保留导丝108的功能，例如以用于诸如平移和扭转的临床操纵。集线器106为数据的转移提供集成解决方案(例如集线器模板等)。采用集线器106来在导丝108中创建可以用于纵向配准的形状变形。集线器106优选地可以改装成在导丝108(或其他细长柔性形状感测设备)上方延伸的任何商业性医学设备(102)。例如，医学设备102可以包括导管、护套、导引器、内移植物部署系统、阀部署系统、经中隔针等。这些设备具有宽范围的尺寸、柔性度和轮廓。

[0060] 参考图2，圆柱形鲁尔锁集线器206将导丝208变形成已知形状轮廓210。导丝208包括用于接收FORS<sup>TM</sup>系统的腔，并且导丝208可以穿过一腔进入导管202(设备102)中。许多设备包括位于导管202中的导丝腔的近端处的公鲁尔锁部件220。该鲁尔锁220用于在使用前用盐水冲洗设备或在使用期间用造影剂冲洗。集线器206在其远端部分上具有母鲁尔锁222，其可以配合到导管202的近端上。这有效地延伸了导丝腔，并且延伸部分被用于创建已

知的曲率变化。使用鲁尔锁系统200的额外的优点是临床医师已经熟悉如何使用其，并且其不会妨碍工作流程。在一个实施例中，可以采用辅助附件或锁，其可以将集线器206锁定到导管202上，使得在扭转期间集线器不会与导管202去耦合。附件(图3中的232)将抓住导管202锁定在一个方向上的扭转，但将允许它在另一方向上松动。

[0061] 参考图3，示意图示出了形状感测导丝208、导管202和集线器206，其使用鲁尔锁系统200将附接到导管202的导丝形状变形。集线器206的其他特征可包括在集线器206的近端部分处的复制母鲁尔锁222以允许其它设备在其上配合(因为它们通常直接与设备配合)。止血阀230或其他设备可以安装到集线器206的母鲁尔锁222。可以提供辅助锁232以捕获集线器206和阀230并且防止设备之间的旋转或不希望的释放。辅助锁232可以是分半的并且可以包括固定特征，如卡扣、螺钉、紧固件等。

[0062] 参考图4，根据另一个实施例，适用于较小导管的集线器306包括“导管上”设计。这可以包括将导管302放入其中并且然后将集线器306围绕导管302闭合的分半或蛤壳部分308。备选地，导管302可以穿过集线器306中的腔314。导管上设计是期望的，因为这意味着导丝(未示出)仅穿过导管腔。集线器306不添加与导丝相互作用的任何额外的腔或部件。设备(导管302)的腔需要足够柔韧以穿过集线器306中的形状变形。这可以适于较薄的柔性设备，如导航导管，但可能不适于较大的较硬设备，例如，内移植物部署系统。在图4中，实例300示出了蛤壳设计处于打开位置中的导管上集线器306，示出了蛤壳308的部分中的腔314的弯曲路径。实例310示出了夹钳在导管302上的导管上集线器306。导管302包括在其中的导丝(未示出)，并且导丝包括在其中的FORS<sup>TM</sup>系统。

[0063] 在另一实施例中，止血阀(230，图3)可与针对导管的配合的公/母连接一起使用。阀完全打开，并且集线器的远端部分可以插入阀中。然后，集线器的外部部件或锁(232，图3)紧固在阀周围以将集线器固定就位。多个集线器设计可以考虑导丝的变化的路径。在图5中图示了除了已经描述的设计之外的设计的范例。

[0064] 参考图5，集线器设计506a, 506b, 506c(通称集线器506)可以包括许多形状和尺寸。不同的设计可以包括用于在导丝内引导FORS<sup>TM</sup>系统的不同轮廓。根据本原理的集线器的特征包括以下特征中的一些或全部。可以提供识别设备的取向的取向特征502，诸如颜色标记、凹痕或凸起的脊特征。这可以使得用户能够将集线器用于旋转对准或其他配准功能。集线器506可以包括人体工程学特征504以促进设备102(图1)的扭转。这能够包括翼形轮廓、脊形轮廓等，以给予用户更好的抓握。可以提供低摩擦的腔或路径(PTFE涂覆、亲水附图的等)以最小化对导丝的效应。

[0065] 参考图6，根据一个说明性实施例示意性地示出了集线器600。集线器600包括集线器体606，集线器体606可以包括实心设计、分半设计等。集线器体606包括如上所述的附接特征616，例如鲁尔锁等。在一个实施例中，集线器体606提供可变形路径，所述可变形路径包括用于将柔性仪器位移以在可变形路径中在集线器体中形成轮廓的机构608，以在机构处于第一位置中时给予集线器模板，从而在形状感测数据中区分集线器内的细长柔性仪器的部分。

[0066] 集线器体606可以包括偏置部件(608)，诸如弹簧返回按钮609，以在需要时引起形状变形。通过根据箭头“A”移动形状感测导丝622(或导管或具有形状感测导丝622的其他设备)并锁定位置以维持形状轮廓630，可以实现可逆的集线器轮廓。这是有利的，因为它允许

导丝622在未被触发时直线通过,因此减少了导丝622上的摩擦。然而,仅当机构608被触发时,形状测量才是准确的/被更新。尽管描述了集线器内的形状,但是该形状备选地由一个或多个加热线圈610提供,以得到温度分布以在导丝内的光学形状感测光纤中引起轴向应变。集线器体606还可以包括永久形状的路径。集线器体606可以包括路径变化(例如,永久的,加热的,可逆的)的任何组合以形成形状轮廓630。形状轮廓630导致形状感测数据中的设置集线器轮廓。

[0067] 可以采用诸如凹痕或通道的配准特征612。为了使用该凹痕,设备尖端可以环回到集线器606上并且放置在特征612内。用户在软件(图1的配准模块144)中起始配准,并且使用模板位置和特征612之间的已知的关系来计算设备的长度。

[0068] 在一个实施例中,集线器606包括近端鲁尔锁或其他附接特征616,其自由旋转和枢轴允许改进的可用性。此外,附接特征616可以包括扭矩止动件、锁或其他特征618,以防止在一个方向上扭转的情况下移除,但允许在其他方向上的移除。

[0069] 集线器606可以包括辐射不透明或其他这样的特征624以允许在另一成像模态(例如,荧光透视/X射线、MRI、CT、超声等)中配准集线器。这还可以包括辐射不透明腔以检测集线器模板。可以包括锁定机构620以将形状感测导丝622捕获到集线器606,使得它们不再相对于彼此平移。锁定机构620可以包括弹簧加载销、螺钉、闩锁、卡扣等。

[0070] 在另一实施例中,可以使用标识符626来识别集线器606,标识符626可以包括集线器606中的代码、序列号、射频标识符(RFID)标签、微芯片等以从数据库或其他参考识别其集线器模板。集线器606可以通过使用可以存储在数据库中的唯一模板来识别自己。

[0071] 根据本原理的集线器可以与各种各样的设备一起操作。除了导管之外,例如,集线器可以与内移植物部署设备等一起被采用。可以与所述集线器一起采用的其它设备可以包括护套、导引器、二尖瓣夹递送系统、二尖瓣递送系统、主动脉瓣递送系统、治疗导管、球囊导管、消融导管、成像导管(血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)等)、输注导管、内窥镜、针等。尽管线上设备被描述为放置在形状感测导丝上,但是本原理不限于作为形状感测设备的导丝。相反,可以采用任何柔性细长设备,并且可以采用任何在其内部具有形状感测光纤的工具来推断另一工具的形状。尽管已经描述了改装集线器,但集线器也可以完全集成到导管或医学设备(线上设备)的设计中。所有功能保持相同,除了附接到医学设备的附接机构。

[0072] 参考图7中,示出了曲率绘图或曲线图702,其示出了曲率(1/mm)对沿着光纤(节点)的距离。绘图702示出了已经在两个时间段图中从左向右平移的集线器,如由箭头“B”所指示的。集线器的集线器模板704被示出为正被平移。对于要用于纵向编码的集线器,集线器曲率(或其他形状轮廓)的模板704需要用于匹配导丝曲率(或其他形状轮廓)。该模板704可以以多种方式导出。这些可以包括由用户通过输入写在集线器或集线器包装上的标识符从存储的模板的数据中选择。在另一范例中,集线器模板704可以使用集线器中的射频标识符(RFID)标签来识别,以从数据库中识别其模板。在另一范例中,集线器模板704可以使用完全存储集线器模板704的集线器中的微芯片来识别。

[0073] 可以采用搜索算法,其查看沿形状感测设备的形状感测数据,并从形状数据内识别模板704。这可以完全自动地完成(例如,搜索算法可以沿直导丝查看并找到最可能的集线器候选),具有用户输入以确认自动检测的集线器,或者限制搜索范围以找到集线器,或

者将集线器定位在两个不同的位置中(以帮助算法找到改变的事物)。这也可以通过全用户输入来完成,以从形状中选择集线器,具有X射线(或其他成像,诸如光学、超声、MRI等)以对集线器进行成像,并且然后检测路径等。可以检测全模板,或者模式匹配算法可以将集线器的X射线视图与数据库中潜在的模板匹配进行匹配。

[0074] 集线器模板704可以采取包括2D或3D轮廓的任何可用形状。集线器模板704需要可与其他形状感测数据区分。提供可附接集线器的使用以通过未被实现形状感测但与形状感测工具一起使用的设备的视觉形状表示来引起形状感测导丝或工具的形状变形。这允许使用形状感测导丝(或其他工具)导航任何商业性导管(手动或机器人)、部署系统、护套或其他这样的设备。这可以应用于多种有用的应用,例如血管(导管、护套、部署系统等)、腔内(内窥镜)、整形外科(k线和螺丝刀)以及非医学应用,并且还应用于这样的设备的手动和机器人操纵。

[0075] 参考图8,根据一个实施例,形状感测导丝802被包括在具有集线器806的导管804中。集线器806包括可变形机构或开关808以使经由鲁尔锁或者其他设备附接到导管804的导丝形状变形。如果导管804(或其他设备)被用在形状感测导丝802上,则导丝形状还定义了导管804与导丝802交叠的长度的导管形状。为了适当地定义导管804的位置,需要知道导管804和导丝802之间的关系。这可以通过使具有一条或多条FORS<sup>TM</sup>光纤810的导丝802在沿着导管804的特定位置处呈现特定形状、曲率或应变轮廓来实现。引起这样的形状、曲率或应变轮廓的一种方式是以使用集线器806。

[0076] 在一些情况下,使集线器806始终保持其对形状的效应是不可接受的。因此,可采用集线器806的动态版本,其可选择性地开启和关闭其对形状感测导丝802中采用的光纤的效应。这允许任何商业性导管、部署系统、护套或其他设备使用形状感测导丝802来导航。集线器806可与可背部加载的形状感测导丝802一起采用。集线器806用于在导丝802中创建可以用于纵向配准的形状变形。集线器806具有使得能够开启/关闭弯曲模板的特征。集线器806应该很容易由操作者在开/关状态之间切换(例如,当佩戴手术手套等时)。此外,当集线器806“开启”时,集线器806需要在形状感测导丝802中创建可再现的改变。

[0077] 集线器806可选择性地与导丝802相互作用。例如,集线器806可以引入能够影响导丝802的操纵的额外的摩擦。在这种情况下,用户能够想要在总操纵期间使集线器806处于禁用状态并且然后开启集线器806以进行更精细的设备操纵。在FORS<sup>TM</sup>使能可背部加载导丝802的情况下,在导丝802的近端处可以存在完全刚性的区域(由于光学部件)。如果集线器806采用弯曲或非直线形状的模板,则当导线802的刚性近端部分穿过集线器806时,可以禁用集线器806。

[0078] 集线器806用于在导丝802中创建形状变形,以偏转或按压机构808,从而提供用于纵向配准的光纤810的改变。集线器806具有使得能够开启/关闭弯曲模板的特征或机构808。集线器806容易由操作者在开/关状态之间切换(例如,在佩戴手术手套时)或可以被远程控制以在形状感测导丝802中产生可再现的模板改变。

[0079] 参考图9,杆或闩锁杆集线器912被示出处于打开位置900和关闭位置901中。集线器912包括具有接合部分906的铰接杆904。集线器912包括鲁尔锁连接910和908(或其他标准连接),以用于将集线器接合或连接到导管或其他设备。将形状感测光纤(形状感测导丝)穿过或以其他方式装入集线器912中。当在位置900中杆904打开时,光纤通过集线器912设

置在直线路径914上。杆904现在可以在箭头“B”的方向上移动，使得接合部分接合光纤并将光纤移动到弯曲路径916，如关闭位置901中所示。

[0080] 弯曲模板被提供有路径916，同时也允许作为缺省的直线路径914。然而，在一些实施例中，路径916可以是缺省的。当杆904被按压时，模板弯曲被向下压到集线器912内部的导丝或光纤上，使得模板被引入到感测数据信号。可以采用闩锁或闩锁机构918（例如夹子、钩等）以将杆904保持在关闭位置901中，由此不需要用户将杆904恒定地保持在关闭位置901中。释放件920也可以被采用，其可以被压下以从关闭位置901释放杆914。也可以采用其他闭锁机构或释放机构。

[0081] 参考图10，在另一实施例中，按钮或闩锁按钮集线器1008被示出处于打开位置1000和关闭位置1001中。集线器1008包括按钮1002，按钮1002具有在按钮1002的横截面1010中示出的接合部分1012。集线器1008包括鲁尔锁连接910和908，以用于将集线器1008接合或连接到导管或其他设备。形状感测光纤（形状感测导丝）穿过或以其他方式装入到集线器1008中。当按钮1002撤回位置1000中时，光纤通过集线器1008设置在直线路径1004上。现在按钮1002可以在箭头“C”的方向上移动，使得接合部分接合并移动光纤至曲线路径1006，如关闭位置1001和关闭位置的横截面1011所示。

[0082] 弯曲模板被提供有路径1006，同时也允许作为缺省的直线路径1004。然而，在一些实施例中，路径1006可以是缺省的。当按钮1002被按下时，模板弯曲被向下压到集线器1008内的导丝或光纤上，使得模板被引入。闩锁或闩锁机构1114（例如，夹子、钩子等）可以用于将按钮1002保持在关闭位置1001中，由此不需要用户将按钮1002持续保持在关闭位置1001中。也可以采用释放件，其可以被按下以从关闭位置1001释放按钮1002。也可以采用其他闩锁机构或释放机构。

[0083] 可采用弹簧或偏置设备来迫使按钮1002进入其缺省位置中，例如以允许导丝不受阻碍地通过。集线器1008可以始终密封。

[0084] 参考图11，根据另一实施例说明性示出了用于引入模板的凸轮1102和凸轮从动件机构1104的横截面。随着旋钮1108在箭头“D”的方向上转动，凸轮从动件1104被沿箭头“E”的方向向下压到导丝1106上。凸轮从动件1104跟随凸轮1102的表面的轮廓。

[0085] 在该实施例中，使用凸轮1102将模板直接应用到导丝1106作为旋转输入。旋钮1108可以被添加到任何集线器。随着旋钮1108转动，凸轮1102旋转并移动凸轮从动件1104，这继而迫使模板弯曲到导丝1106上。这允许可变模板并且可以给予不同水平的弯曲，例如，旋钮1108转动越多，更多的弯曲被应用到导丝1106上。

[0086] 可以采用不同类型的凸轮。例如，在凸轮从动件附接到弯曲杆的情况下可以采用筒形凸轮。随着筒形凸轮旋转，杆臂上下移动，从而引入模板。凸轮实施例的一个优点包括提供可以根据旋转量应用的渐进量的弯曲。较硬的导丝能够在体内具有较小的弯曲，并且还能够对集线器中的弯曲更敏感（从而在导航期间引起更多的摩擦）。取决于它们的刚度，不同的导丝可以具有对应于不同弯曲量的不同的预设旋转。

[0087] 参考图12，在另一个实施例中，可以采用杆1204来偏转集线器1202中的导丝或光纤1206。在位置1200中，杆1204处于中立状态中并且不与导丝1206接合。在位置1201中，杆1204围绕枢轴点旋转以接合导丝1206。杆1204可以与导丝1206一起采用以在位置1201中的集线器1202中的点处引起变形/偏移。这减少了摩擦，因为仅仅与导丝1206进行单点接触。

[0088] 参考图13,在另一个实施例中,杆1204可以用于使用偏置构件或弹簧1212偏转集线器1202中的导丝或光纤1206。在位置1220中,杆1204处于由弹簧1212维持的撤回状态中,并且不与导丝1206接合。在位置1221中,杆1204关于枢轴点旋转以接合导丝1206。杆1204可以与导丝1206一起采用,以在位置1221中的集线器1202中的点处引起变形/偏移。这减少了摩擦,因为仅与导丝1206进行单点接触。弹簧1212的偏置使得当释放时杆返回到位置1220。杆1204可以使用机械元件以任一状态固定。

[0089] 备选地,在其他实施例中,导丝可以被设置在当与杆1204(或如本文所述的任何其他元件)接合时使其中的导丝偏转的管(1206)中。该管可以保护导丝和/或进一步减小摩擦。此外,弹簧1212可以用于创建优选的状态。例如,集线器1202可以作为缺省设置应用杆1204,并且用户按下杆1204以移除曲率。

[0090] 参考图14,示出了在沿着导丝1414的三个位置1402、1404和1406中的集线器1408。在位置1402中,集线器1408包括具有偏置设备1418的接合部分1416,所述偏置设备例如为弹簧或对导管1410或其他设备施加力的其他机构。导丝1414包括引导导丝1414并且将在箭头“F”的方向上首先进入导管1410和集线器1408中的刚性近端部分1412。

[0091] 在位置1404中,代替于在集线器1408中具有固定弯曲,偏置设备1418将弯曲部分推到导管1410上以创建期望的弯曲。当导丝1414的刚性近端部分1412进入集线器1408时,近端部分1412进入集线器1408并使偏置设备1418位移以允许近端部分1412通过。刚性近端部分1412推动集线器内的接合部分1416(弯曲部分)以在集线器1408在箭头“G”的方向上移动时将集线器伸直。

[0092] 在位置1406中,当导丝1414的部分1412被推进(在箭头“H”的方向上)通过集线器1408时,偏置设备1418将导管1410和导丝1414推动到期望的弯曲或模板中。偏置设备1418可以包括弹簧、手动力等,并且可以被应用在集线器1408中的不同位置处。

[0093] 参考图15,根据另一个实施例描绘了压缩集线器1502。集线器1502包括打开位置1520,其中,形状使能导丝1510或FORS<sup>TM</sup>光纤通过开口端1522插入。导丝1510可以放置在保护管中。引导特征1512被定位为邻近管/导丝/光纤1510。集线器1502可以包括在打开位置1520中分离的可分离部分1504和1506。可以使用引导件1508或其他机械特征来引导部分1504和1506。

[0094] 当部分1504和1506在位置1521中闭合时,由于路径长度改变,导丝1510被压缩并形成弯曲形状。引导特征1512可以拱起以确保可再现的模板。

[0095] 在所有设计中,可以采用软件(图1的光学感测模块122)来通过查找匹配被计算为优于阈值的形状的匹配来检测集线器模板何时存在。设备的可视化仅在集线器“开启”并检测到模板匹配的情况下才会发生。备选地,如果这不够敏感,集线器可以有额外的特征以给出关于其开/关状态的输入。这可以包括电子信号、机械开关、RF信号或本领域已知的任何其他信号或辅助方法。例如,当集线器具有接合的杆、半部闭合、施加的压力时,生成信号并且由光学感测模块122(图1)检查形状的可视化。

[0096] 贯穿本公开,所描述的导丝包括一条或多条形状感测光纤。应该理解,本原理不限于作为形状感测设备的导丝。具有与其相关联的形状感测光纤的任何工具都可以用于推断另一工具的形状。本文描述的集线器/动态集线器可以包括在设备上滑动以提供模板的改装集线器。此外,集线器也可以完全集成到导管(或医学设备)中。所描述的特征对于完全集

成的集线器而言保持不变,但是具有根据其上具有集线器的设备而调节的附接机构。

[0097] 此外,出于说明性目的,在实施例中的一些中描绘的形状示出了简单的弯曲。应该理解的是,(一个或多个)弯曲可以是更复杂的,具有多个屈曲、不同的尖或弧形、多个形状等,以提供用于设备或位置识别的模板。

[0098] 本文描述的集线器和动态集线器可以与任何商业性导管(手动或机器人)、部署系统、护套或其他此类设备一起使用,以使用形状感测导丝或其他设备来导航以用于任何应用,例如血管(导管、护套、部署系统等)、腔内(内窥镜)、整形外科(k线和螺丝刀)以及非医学应用。

[0099] 在解读权利要求书时,应当理解:

[0100] a) 词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0101] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0102] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0103] d) 若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0104] e) 除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0105] 已经描述了用于具有光学形状感测导丝(其旨在是说明性的而非限制性的)的设备导航的集线器的优选实施例,应该注意到,本领域技术人员能够鉴于以上教导而作出修改和变型。因此应当理解,可以在所公开的本公开的特定实施例中做出变化,所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容权利要求书中得以阐述。

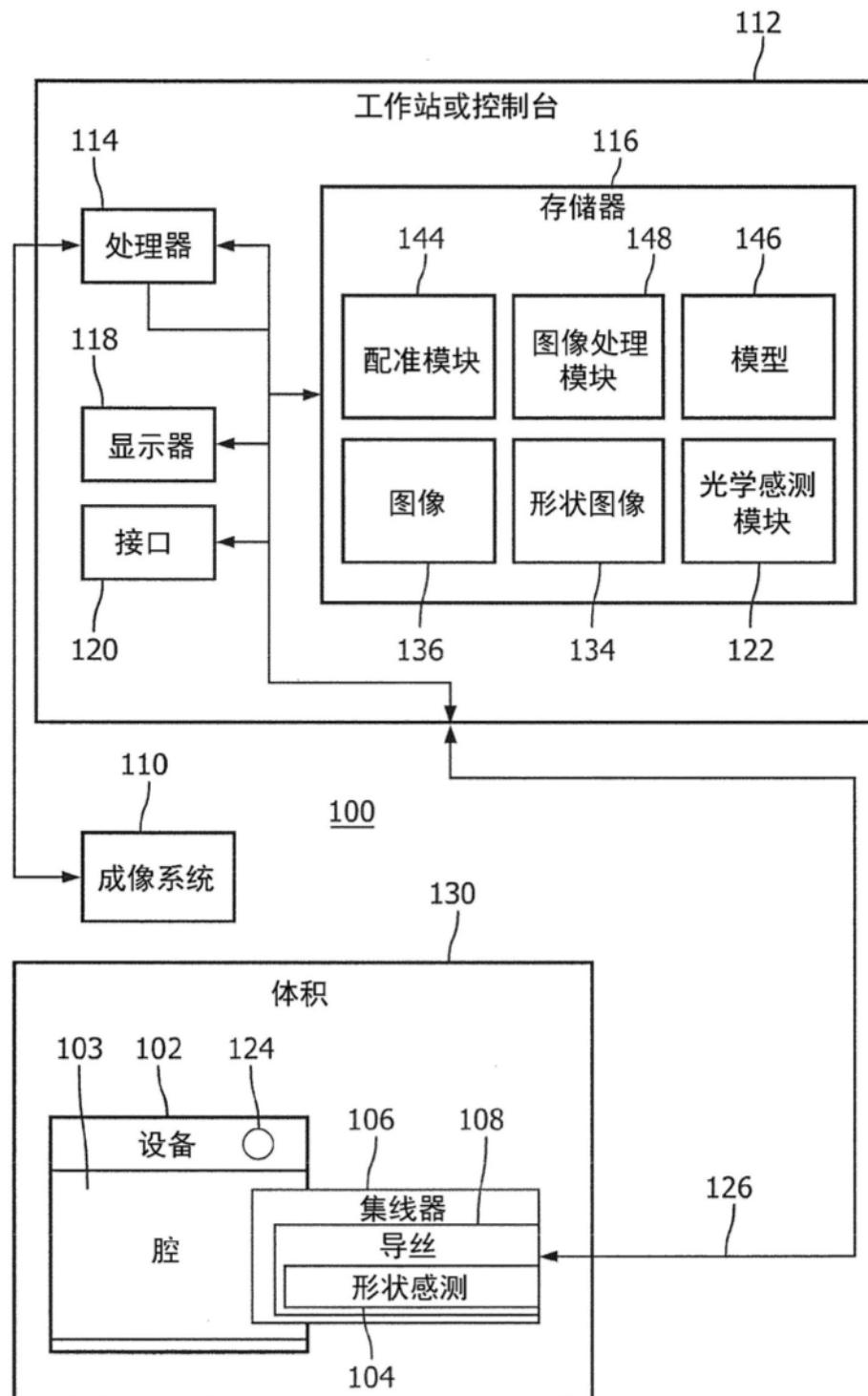


图1

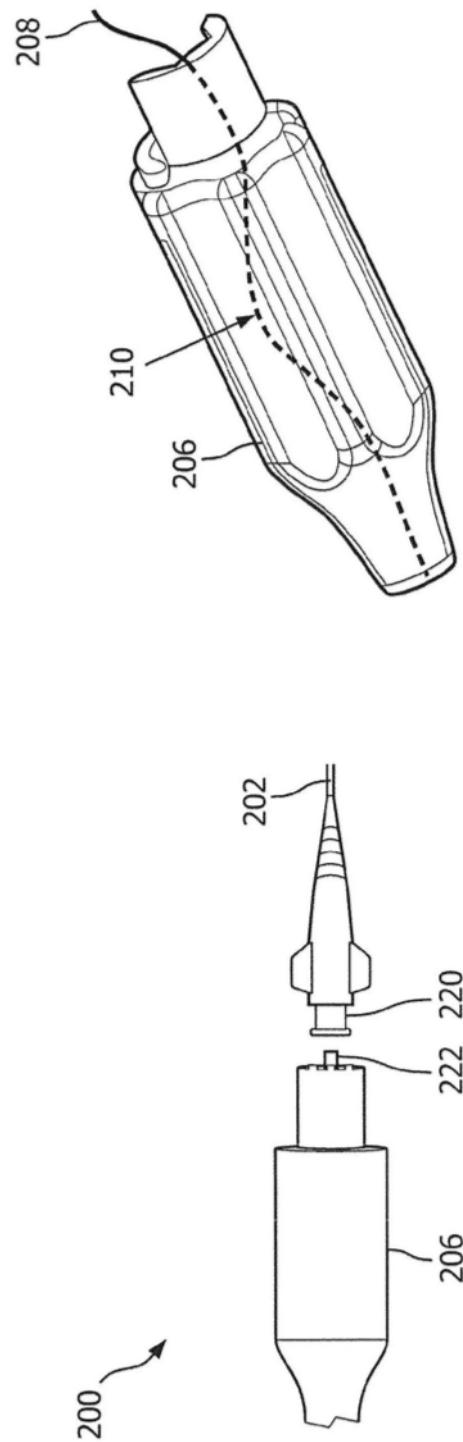


图2

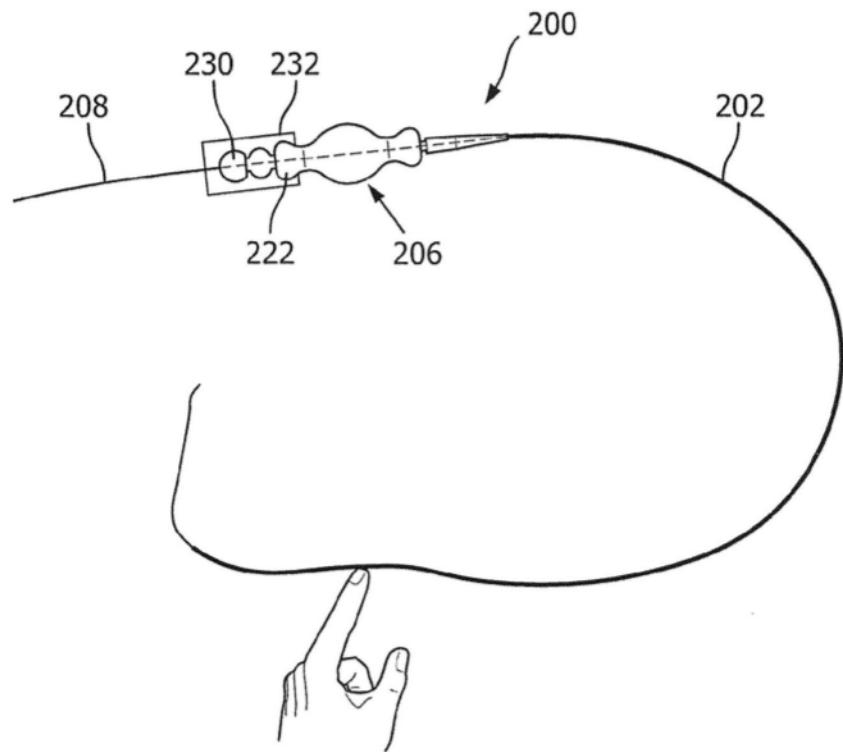


图3

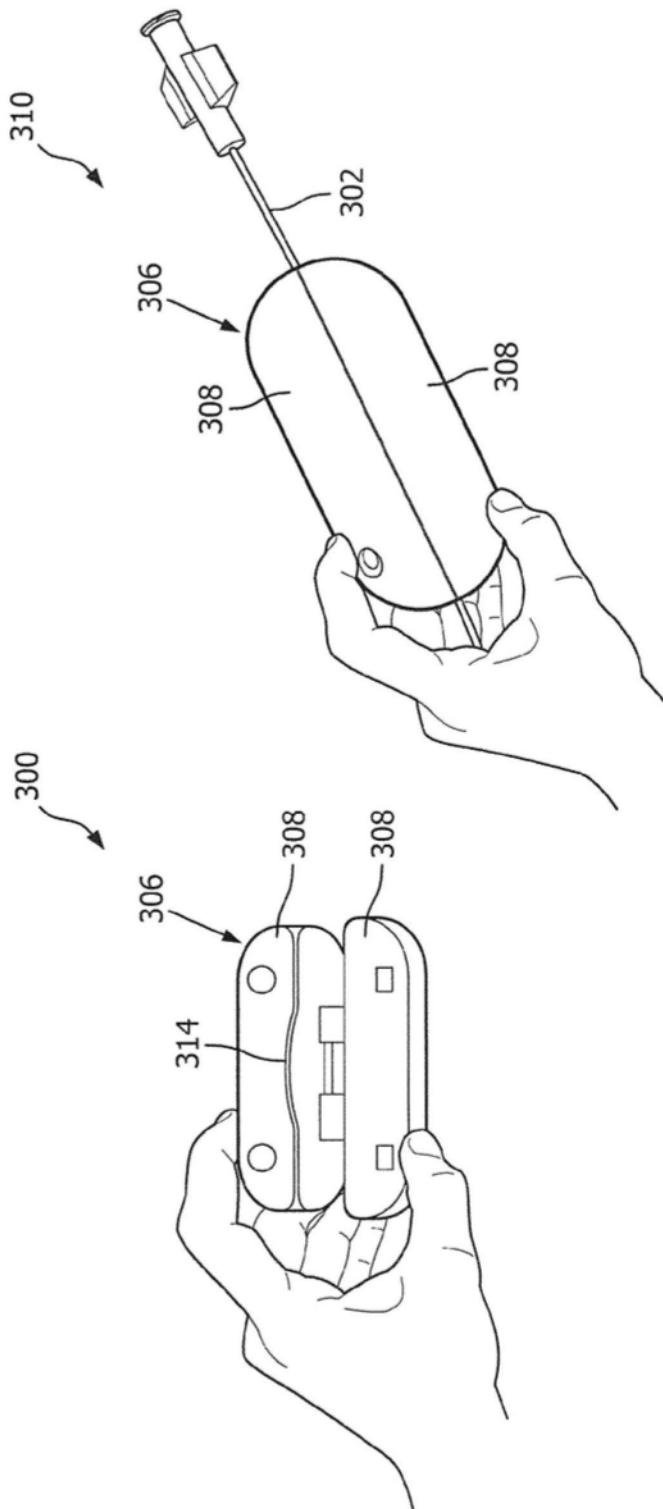


图4

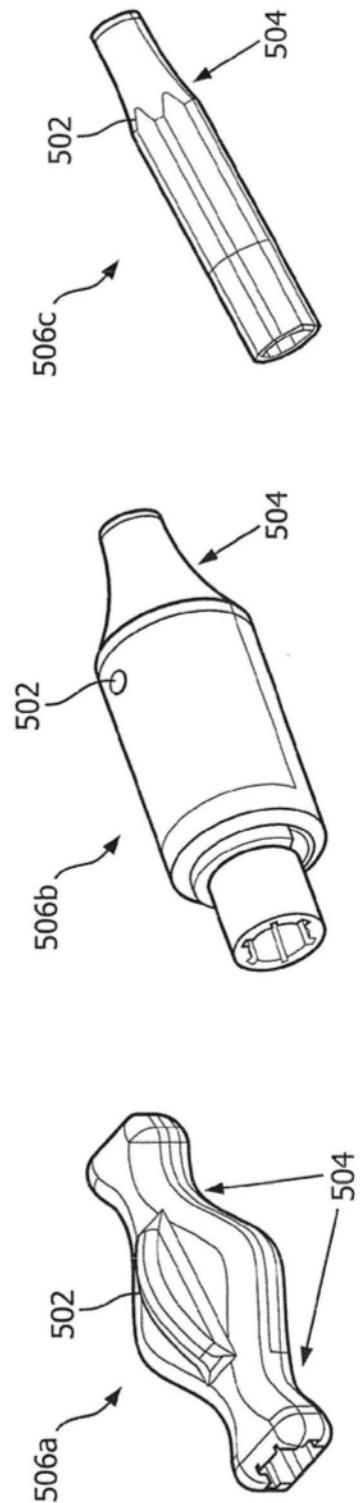


图5

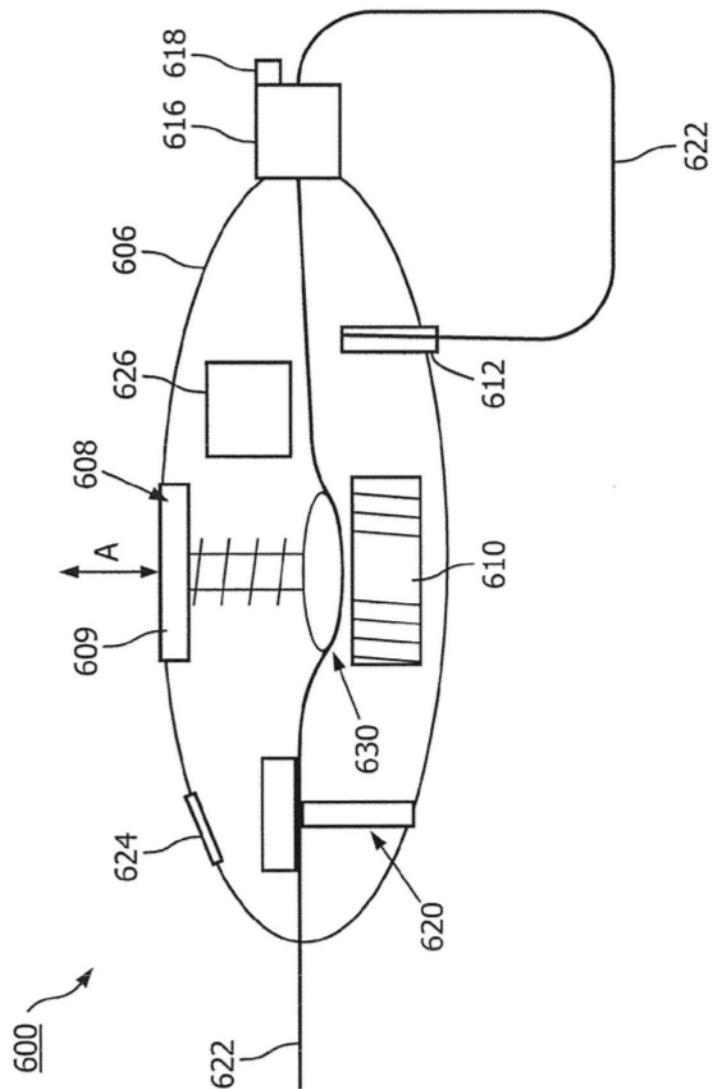


图6

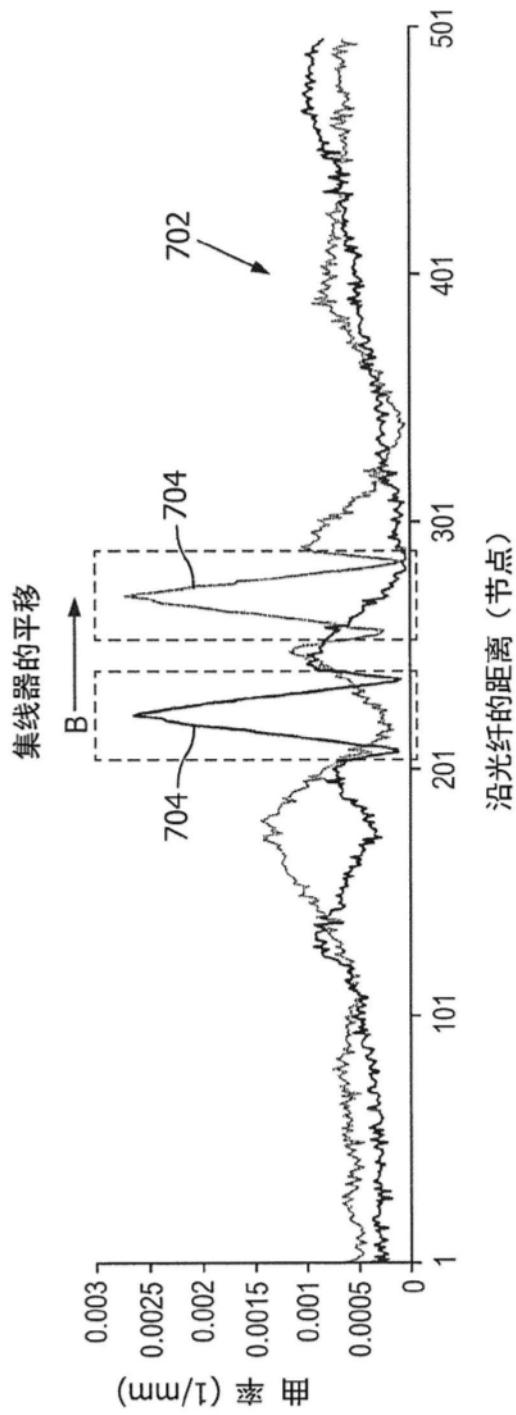


图7

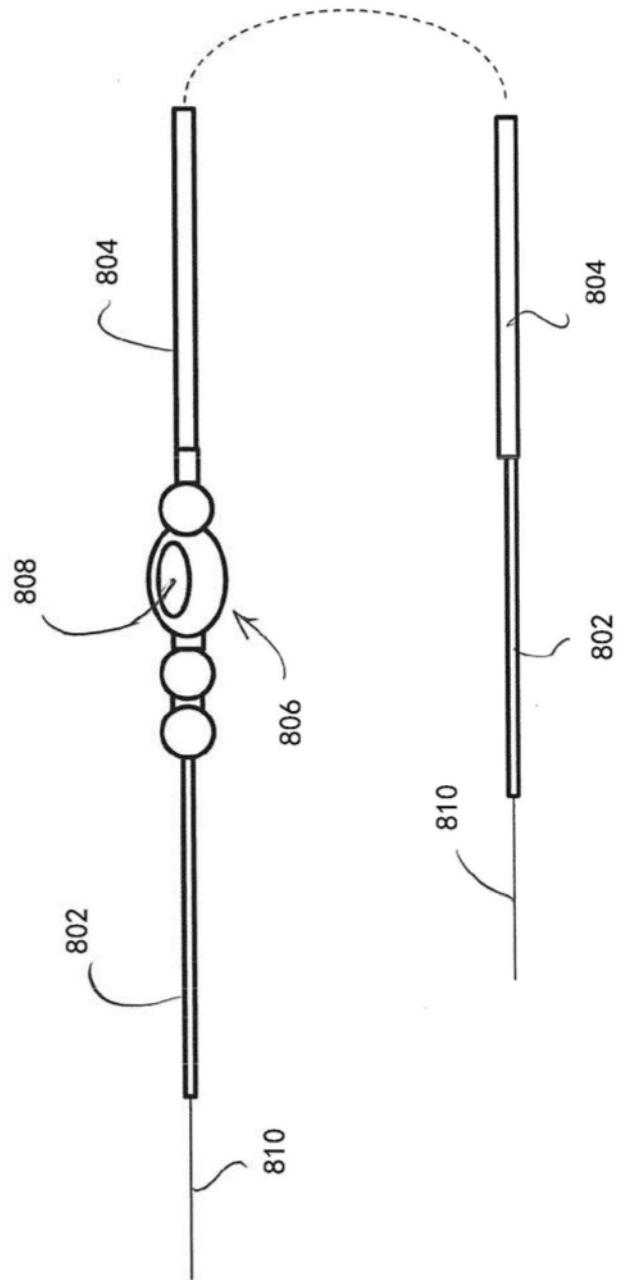


图8

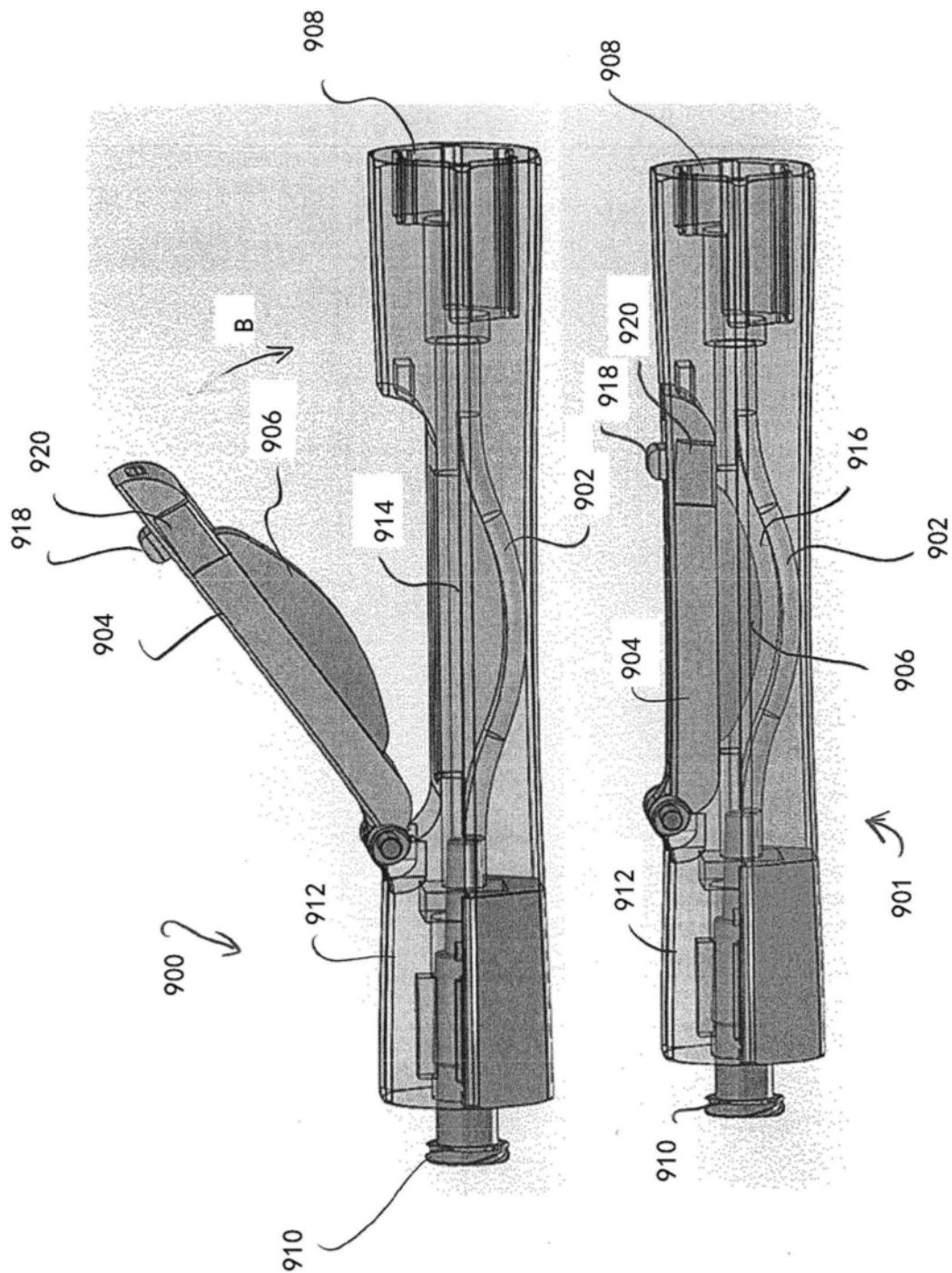


图9

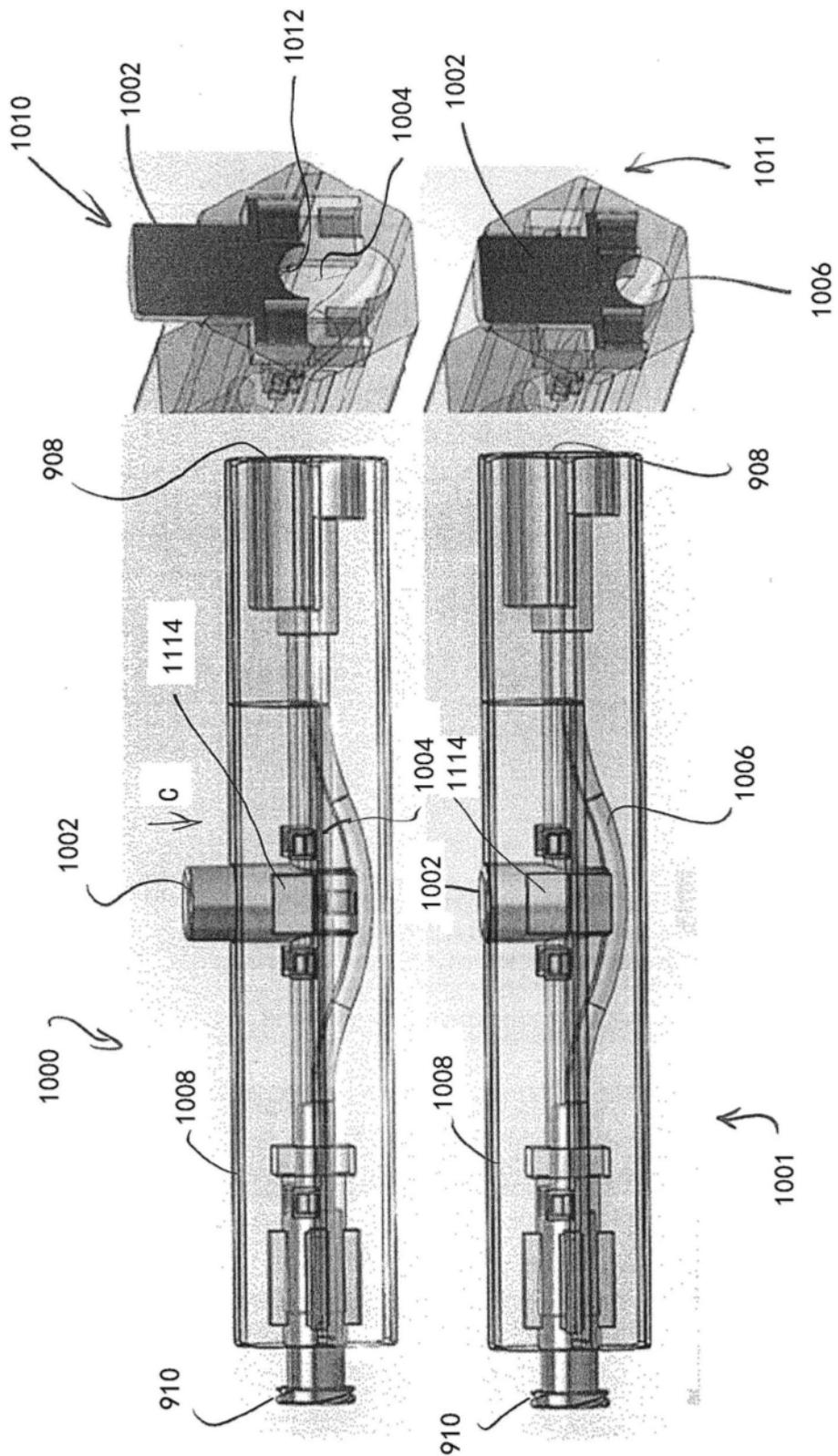


图10

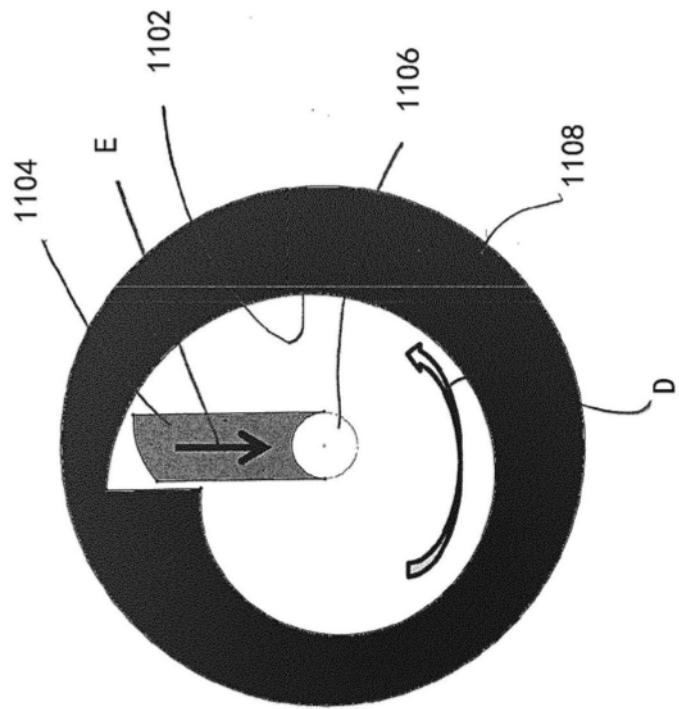


图11

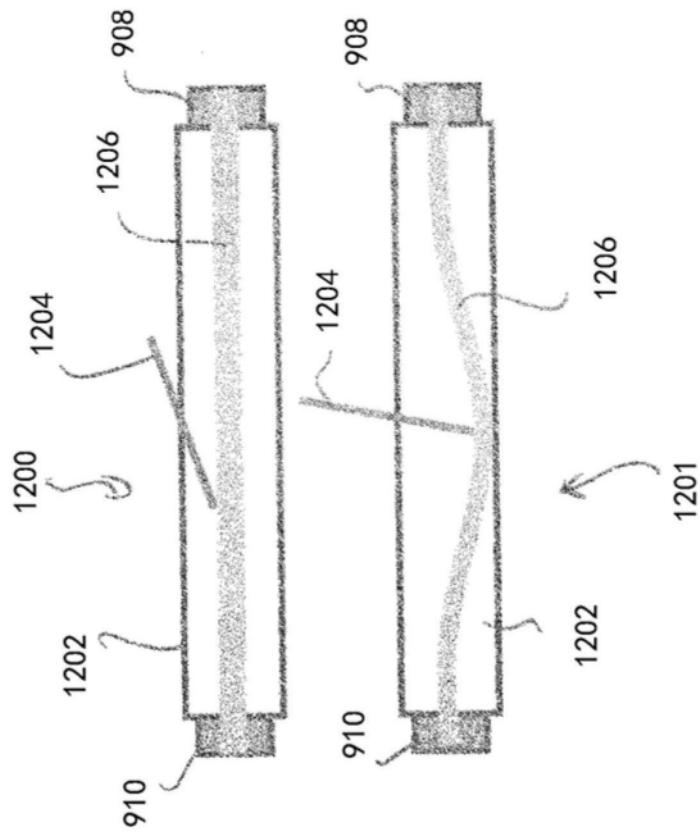


图12

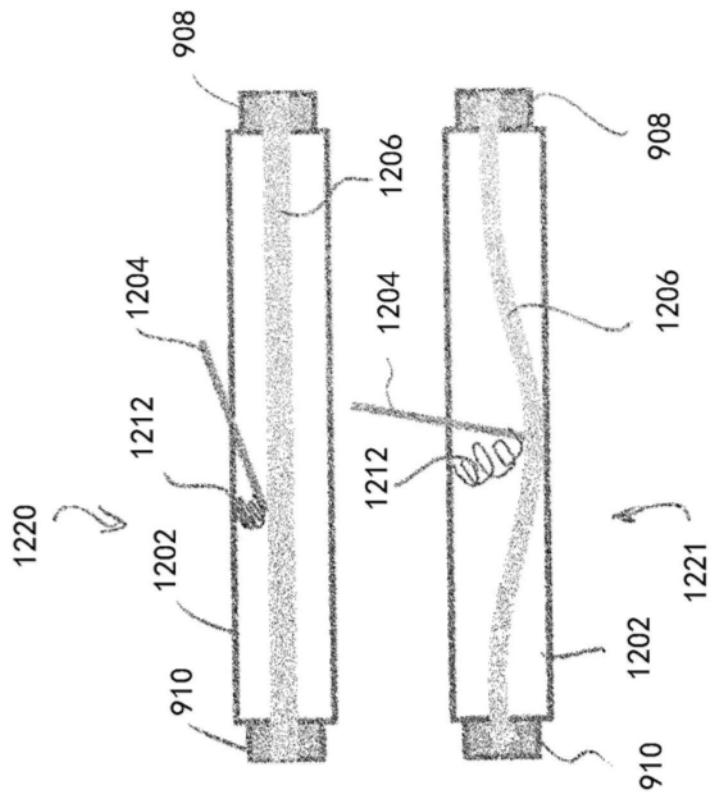


图13

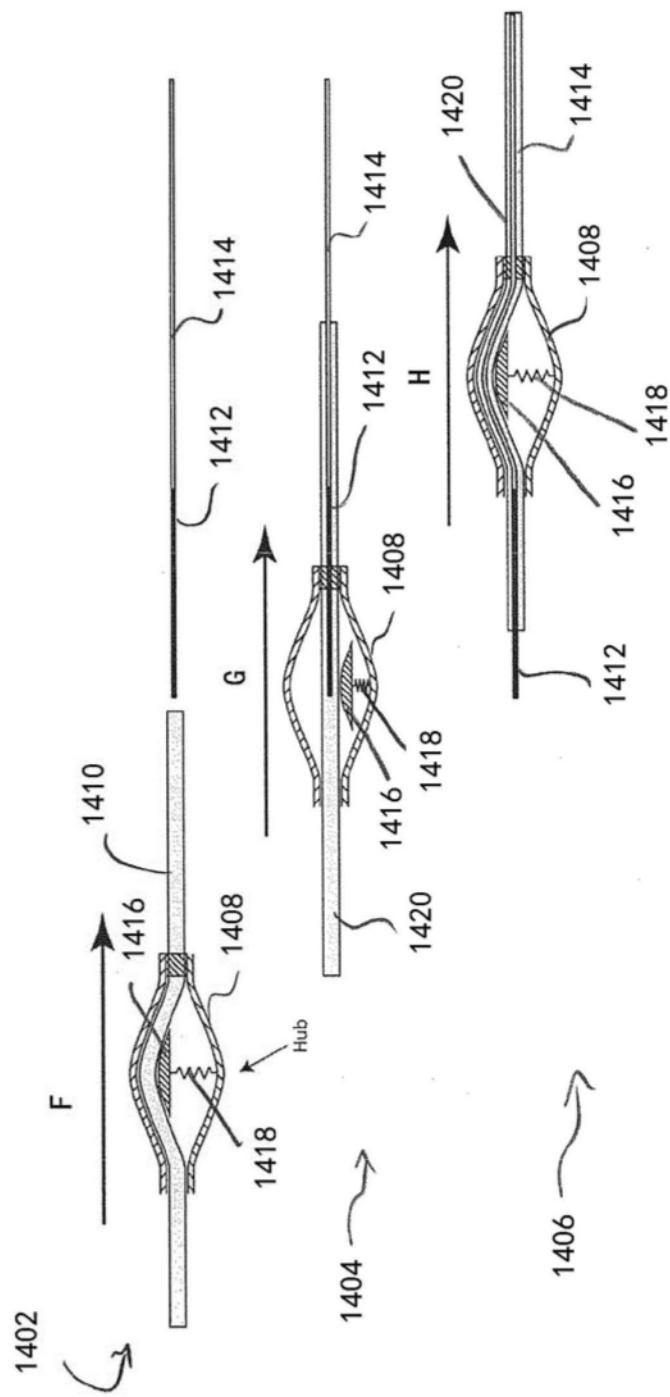


图14

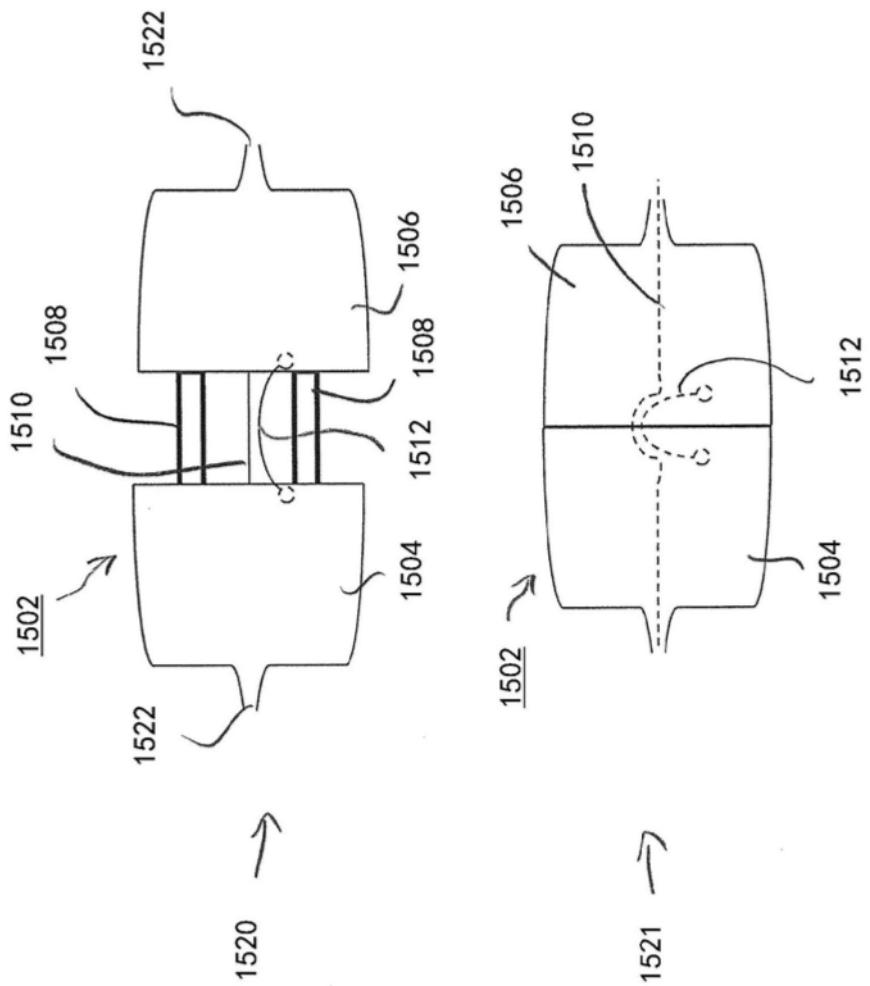


图15