(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 114391842 B
(45)授权公告日 2024.03.08

(21)申请号 202210186205.8
(22)申请日 2017.02.03
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114391842 A
(43)申请公布日 2022.04.26
(30)优先权数据
15/014,834 2016.02.03 US
(62)分案原申请数据
201780020339.X 2017.02.03
(73)专利权人 威蓝诺血管股份有限公司
地址 美国加利福尼亚
(72)发明人 P·德夫冈 K·J·埃伦赖希
R·T·布里根蒂
(74)专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所有限公司 11038
专利代理师 柳爱国
(51)Int.Cl.
A61B 5/15(2006.01)
A61B 5/153(2006.01)
A61M 25/01(2006.01)
A61M 25/06(2006.01)
(56)对比文件
US 2013131597 A1,2013.05.23
US 2006190005 A1,2006.08.24
CN 103906470 A,2014.07.02
US 2014364766 A1,2014.12.11
US 2003014010 A1,2003.01.16
US 2004193239 A1,2004.09.30
US 2008300574 A1,2008.12.04
US 2005149159 A1,2005.07.07
审查员 张笑阳

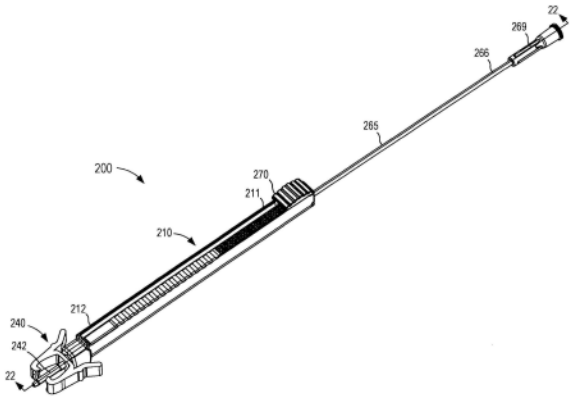
权利要求书2页 说明书23页 附图23页

(54)发明名称

流体输送设备

(57)摘要

一种流体输送设备包括导管、导引器和致动器。导引器的远端部分被构造成联接到外周静脉注射管线。导引器限定具有第一部分的内部空间,该第一部分限定平行于并偏离由第二部分限定的轴线。致动器的第一部分可移动地布置在内部空间的第一部分中。致动器的第二部分可移动地布置在内部空间的第二部分中并且联接到可移动地布置在内部空间的第二部分中的导管。致动器使导管在一第一位置与一第二位置之间移动,在该第一位置上该导管被布置在导引器内,而在该第二位置上该导管的至少一部分被布置在所述外周静脉注射管线内。



CN 114391842 B

1.一种流体输送设备,包括:

导管,其具有导管近端部分和导管远端部分;

导引器,其构造成接收所述导管,所述导引器包括导引器近端部分、导引器远端部分和外表面,所述外表面具有在所述导引器近端部分与所述导引器远端部分之间延伸的多根肋状物,其中所述外表面包括第一肋状物部分和第二肋状物部分,所述第一肋状物部分具有沿该第一肋状物部分相继分布的具有第一组特征的多根肋,所述第二肋状物部分具有沿该第二肋状物部分相继分布的具有不同于第一组特征的第二组特征的多根肋,所述导引器远端部分构造成要联接到留置外周静脉注射管线;以及

致动器,所述致动器联接到所述导管并且延伸穿过由所述导引器限定的狭槽使得所述致动器的一部分与所述多根肋状物中的至少一根肋状物接触,所述致动器构造成相对于所述导引器移动以使所述导管在第一位置与第二位置之间移动,在第一位置中,所述导管被布置在所述导引器中,在第二位置中,所述导管远端部分被布置成当所述导引器联接到所述留置外周静脉注射管线时所述导管远端部分超出所述留置外周静脉注射管线的至少一部分;

所述致动器的所述一部分构造成当所述致动器使所述导管在第一位置与第二位置之间移动时沿着所述多根肋状物中的肋状物的至少一部分移动,所述致动器的所述一部分和所述多根肋状物中的肋状物的至少一部分给使用者提供指示所述导管的位置的触觉输出。

2.根据权利要求1所述的流体输送设备,其中响应于所述致动器的所述一部分沿着所述多根肋状物中的肋状物的至少一部分移动而产生的触觉输出是所述致动器的振动。

3.根据权利要求1所述的流体输送设备,其中所述导引器具有限定所述导引器的内部容积的内表面,所述内表面具有曲折横截面形状使得所述内表面的一部分在视线中布置在所述狭槽与布置在所述内部容积内的所述导管之间。

4.根据权利要求1所述的流体输送设备,其中所述多根肋状物中的每根肋状物具有不对称形状,所述致动器的所述一部分构造成沿着所述多根肋状物中具有第一组特征的肋的至少一部分在远端方向上移动,所述致动器的所述一部分构造成沿着所述多根肋状物中具有与所述第一组特征不同的第二组特征的肋的至少一部分在近端方向上移动。

5.根据权利要求1所述的流体输送设备,其中所述多根肋状物中的第一肋状物部分包括多根第一肋状物,所述多根肋状物中的第二肋状物部分包括多根第二肋状物,所述多根第一肋状物中的每根肋状物具有第一尺寸,所述多根第二肋状物中的每根肋状物具有不同于第一尺寸的第二尺寸。

6.根据权利要求5所述的流体输送设备,其中所述致动器的所述一部分构造成当所述致动器使所述导管在第一位置与第二位置之间移动时沿着所述多根第一肋状物中的肋状物的至少一部分和所述多根第二肋状物中的肋状物的至少一部分移动。

7.根据权利要求6所述的流体输送设备,其中当所述致动器的所述一部分相对于所述多根第一肋状物中的肋状物移动时,所述致动器的所述一部分和所述多根第一肋状物中的肋状物共同产生第一触觉输出,当所述致动器的所述一部分相对于所述多根第二肋状物中的肋状物移动时,所述致动器的所述一部分和所述多根第二肋状物中的肋状物共同产生第二触觉输出,其中所述第二触觉输出不同于所述第一触觉输出。

8.一种流体输送设备,包括:

导管,其具有导管近端部分和导管远端部分;

导引器,其构造成接收所述导管,所述导引器包括导引器近端部分、导引器远端部分和外表面,所述外表面具有在所述导引器近端部分与所述导引器远端部分之间延伸的多根肋状物,其中所述外表面包括第一肋状物部分和第二肋状物部分,所述第一肋状物部分具有沿该第一肋状物部分相继分布的具有第一组特征的多根肋,所述第二肋状物部分具有沿该第二肋状物部分相继分布的具有不同于第一组特征的第二组特征的多根肋,所述导引器远端部分构造成要联接到留置外周静脉注射管线;以及

致动器,所述致动器联接到所述导管并且延伸穿过由所述导引器限定的狭槽使得所述致动器的一部分与所述多根肋状物接触,所述致动器构造成相对于所述导引器移动以使所述导管在第一位置与第二位置之间移动,在第一位置中,所述导管被布置在所述导引器中,在第二位置中,所述导管远端部分被布置成当所述导引器联接到所述留置外周静脉注射管线时所述导管远端部分超出所述留置外周静脉注射管线的至少一部分;

所述致动器的所述一部分构造成当所述致动器使所述导管在第一位置与第二位置之间移动时沿着所述多根肋状物移动,所述致动器的所述一部分沿着所述多根肋状物的移动产生沿着所述导管的至少一部分的振动,所述振动构造成有利于所述导管前进经过在所述导管朝向第二位置移动时的障碍。

9.根据权利要求8所述的流体输送设备,其中所述导引器具有限定所述导引器的内部容积的内表面,所述内表面具有曲折横截面形状使得所述内表面的一部分在视线中布置在所述狭槽与布置在所述内部容积内的所述导管之间。

10.根据权利要求8所述的流体输送设备,其中所述致动器的所述一部分沿着所述多根肋状物的移动构造成给使用者提供指示所述导管的位置的触觉输出。

11.根据权利要求8所述的流体输送设备,其中所述障碍与所述留置外周静脉注射管线的毂、所述留置外周静脉注射管线的至少一个内表面的形状或所述留置外周静脉注射管线的一部分内的碎屑中的至少一种相关。

12.根据权利要求8所述的流体输送设备,还包括布置在所述导引器远端部分与所述留置外周静脉注射管线之间的适配器,所述适配器具有限定内腔的内表面,所述内腔构造成当所述导管在所述第一位置与所述第二位置之间移动时接纳所述导管的一部分。

13.根据权利要求12所述的流体输送设备,其中所述障碍与所述适配器的至少一个内表面的形状、所述留置外周静脉注射管线的毂、所述留置外周静脉注射管线的至少一个内表面的形状或所述留置外周静脉注射管线的一部分内的碎屑中的至少一种相关。

流体输送设备

[0001] 本申请是2017年2月3日申请的、国际申请号为PCT/US2017/016359、中国申请号为201780020339.X、发明名称为“通过放置的外周静脉注射导管进行流体输送的装置和方法”的申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 该国际申请是于2016年2月3日提交的名称为“Devices and Methods for Fluid Transfer Through a Placed Peripheral Intravenous Catheter”的美国专利申请序列号15/014,834的延续并和要求其优先权,其公开内容通过引用整体并入本文。

技术领域

[0004] 本文所描述的实施例总体上涉及流体输送医疗装置。更具体地说,本文所描述的实施例涉及用于通过放置的外周静脉注射导管将流体输送到患者体内或从患者体内输出流体的装置和方法。

背景技术

[0005] 每次医生下令进行实验室测试时,典型的住院患者都会遇到针头。血液提取的标准程序牵涉使用金属针(“蝴蝶针”)“刺入”患者手臂或手中的静脉。抽血是一种手工劳动密集型过程,普通患者在典型的住院期间需要数小时的直接技术劳动。这种针刺不仅疼痛而且也是患者不满意的主要来源,但护士或专业抽血人员(抽血者)常常难以在大约10-15%的患者体内中找到静脉,从而导致多次痛苦的“刺入”尝试。这导致显着更高的材料和劳动力成本(每次尝试后必须处理针和导管)并增加患者疼痛和瘀伤。

[0006] 目前抽血过程效率低,平均需要7-10分钟,10%的患者需要超过21分钟。这10%的患者被称为困难静脉注射通路(Difficult Intra-Venous Access)或更常见地被称为“坚韧刺入”患者。如果表面静脉不明显,则可以通过从手腕到肘部来按摩手臂,用食指和中指敲打部位,用温暖湿润的毛巾敷在部位5分钟,或通过将肢体降低在床边上方来使静脉充血,来迫使血液进入静脉。这些方法中的每一种都是很耗时的,因此成本高。

[0007] 外周IV导管(PIV)在它们用于住院治疗中并用于输注液体和药物时插入大多数患者体内。然而,它们不是为抽取血液而设计的。当PIV被插入超过一天时,抽吸失败率达到20-50%。从PIV中提取的血液通常发生溶血,其定义为红细胞破裂并将其内容物释放到周围的液体中,从而导致丢弃样本并需要重复采集血液。

[0008] 几种障碍可能导致通过PIV提取血液的缺点。首先,大多数导管由柔软的生物反应性聚合物形成,当施加负压用于抽吸时,使用这种材料导致导管可能变窄或塌陷。另一个障碍是较长的留置时间可能增加在导管尖端上和导管和/或PIV腔内积聚的废组织(例如纤维蛋白/血小板凝块)。类似地,这种废组织可能至少部分地梗塞放置PIV的静脉腔。在一些情况下,PIV周围的这些废组织(例如纤维蛋白/血小板凝块)可能导致围绕插入的PIV的静脉部分(例如上游和下游)内的血液流减少,这又导致不适当和/或低效的抽吸。另一个障碍归因于“吸盘”效应,其中由通过导管的抽吸产生的负压和可能的静脉弯曲路径导致导管尖端

粘附到静脉壁上。随着负压的增加,静脉会破裂,从而导致“静脉爆裂”,这是抽血者在通过PIV抽吸期间关于的问题。

[0009] 因此,需要一种通过外周静脉注射导管进行静脉切开术的改进系统和方法。

发明内容

[0010] 本文描述了用于通过放置的外周静脉注射导管将流体输送到患者体内或将流体从患者体内输出的装置和方法。在一些实施例中,设备包括导管、导引器和致动器。导管具有近端部分和远端部分,并限定延伸穿过近端部分和远端部分的内腔。导引器具有近端部分和远端部分,该远端部分被构造成联接到外周静脉注射管线。导引器限定具有曲折横截面形状的内部空间,使得由内部空间的第一部分限定的轴线平行于并偏离由内部空间的第二部分限定的轴线。内部空间的第二部分可移动地接纳导管。致动器包括可移动地布置在内部空间的第一部分中的第一部分和可移动地布置在内部空间的第二部分中的第二部分。致动器的第二部分联接到导管。致动器被构造成相对于导引器移动,以使导管在一第一位置与一第二位置之间移动,在该第一位置上该导管被布置在导引器内,而在该第二位置上该导管的远端部分被布置在导引器的远端部分之外,使得当导引器联接到所述外周静脉注射管线时,导管的至少一部分被布置在外周静脉注射管线内。

附图说明

[0011] 图1和图2是根据一个实施例的分别处于第一构造和第二构造的流体输送装置的示意图。

[0012] 图3是根据一个实施例的处于第一构造的流体输送装置的透视图。

[0013] 图4是图3中所示的流体输送装置的顶视图。

[0014] 图5是图3中所示的流体输送装置的分解图。

[0015] 图6是包括在图3的流体输送装置中的导引器的第一构件的透视图。

[0016] 图7是包括在图3的流体输送装置中的导引器的第二构件的透视图。

[0017] 图8是图7中所示的第二构件的侧视图。

[0018] 图9是在图8中用区域A1标识的第二构件的一部分的放大视图。

[0019] 图10是通过联接图6中所示的第一构件到图7中所示的第二构件而形成的导引器的后透视图。

[0020] 图11是图10中所示的导引器的前透视图。

[0021] 图12是沿图11中的线12-12截取的导引器的剖视图。11。

[0022] 图13和图14分别是包括在图3的流体输送装置中的锁定器的后透视图和俯视图。

[0023] 图15是沿图14中的线15-15截取的锁定器的剖视图。

[0024] 图16是包括在图3的流体输送装置中的导管、辅助导管和致动器的分解透视图。

[0025] 图17-19分别是图16中所示的致动器的透视图、侧视图和正视图。

[0026] 图20是沿图4中的线20-20截取的流体输送装置的剖视图。

[0027] 图21是图3的流体输送装置处于第一种构造下的侧视图。

[0028] 图22是沿图3中的线22-22截取的处于第一构造的流体输送装置的剖视图。

[0029] 图23是由图22中的区域A2标识的流体输送装置的一部分的放大剖视图。

[0030] 图24是由图22中的区域A3标识的流体输送装置的一部分的放大剖视图。

[0031] 图25是当流体输送装置正在从第一构造转变到第二构造图时图3的流体输送装置的侧视图。

[0032] 图26是由图24中的区域A4标识的流体输送装置的一部分的放大视图。

[0033] 图27是处于第二构造的图3的流体输送装置的侧视图。

[0034] 图28是沿着图3中的线22-22截取的处于第二构造的流体输送装置的剖视图。

[0035] 图29是由图28中的区域A5标识的流体输送装置的一部分的放大剖视图。

[0036] 图30是示出使用根据一个实施例的流体输送装置的方法的流程图。

具体实施方式

[0037] 本文描述了用于通过放置的外周静脉注射导管将流体输送到患者或从患者体内输出流体的装置和方法。在一些实施例中,设备包括导管、导引器和致动器。导管具有近端部分和远端部分,并限定延伸穿过近端部分和远端部分的内腔。导引器具有近端部分和远端部分,该远端部分被构造成联接到外周静脉注射管线。导引器限定具有曲折横截面形状的内部空间,使得由内部空间的第一部分限定的轴线平行于并偏离由内部空间的第二部分限定的轴线。内部空间的第二部分可移动地接纳导管。致动器包括可移动地布置在内部空间的第一部分中的第一部分和可移动地布置在内部空间的第二部分中的第二部分。致动器的第二部分联接到导管。致动器被构造成相对于导引器移动,以使导管在一第一位置与一第二位置之间移动,在第一位置上该导管被布置在导引器内,而在该第二位置上该导管的远端部分被布置在导引器的远端部分之外,使得当导引器联接到所述外周静脉注射管线时,该导管的至少一部分被布置在外周静脉注射管线内。

[0038] 在一些实施例中,一种设备包括导管、导引器、致动器和锁定器。导管具有近端部分和远端部分,并限定延伸穿过近端部分和远端部分的内腔。导引器具有近端部分和远端部分,并限定可移动地接纳导管的内部空间。致动器具有布置在内部空间外部的第一部分和布置在内部空间内的第二部分。致动器的第二部分联接到导管。致动器被构造成相对于导引器移动,以使导管在第一位置与第二位置之间移动。锁定器联接到导引器的远端部分。锁定器具有长鼻并且限定了延伸穿过长鼻的内腔。锁定器被构造成联接到外周静脉注射管线,使得当锁定器联接到外周静脉注射管线时,长鼻延伸穿过由外周静脉注射管线限定的内腔。当导管从第一位置移动到第二位置时,长鼻的内腔接纳导管的一部分,其中在该第一位置上该导管被布置在导引器的内部空间内,而在该第二位置上当锁定器联接到外周静脉注射管线时该导管的远端部分延伸到外周静脉注射管线之外。长鼻的内表面被构造成在导管从第一位置移动到第二位置时引导导管。

[0039] 在一些实施例中,一种设备包括导管、导引器和致动器。导管具有近端部分和远端部分,并限定延伸穿过近端部分和远端部分的内腔。导引器具有第一构件和联接到第一构件的第二构件。第二构件具有形成多根肋状物的外表面。第一构件和第二构件共同限定内部空间以及与内部空间连通的狭槽。内部空间接纳导管。导引器的远端部分被构造成联接到外周静脉注射管线。致动器可操作地联接到导引器,使得致动器的第一部分被布置在内部空间的外部,而致动器的第二部分延伸穿过狭槽并布置在内部空间中。致动器的第一部分包括与第二构件的外表面接触的表面。致动器的第二部分联接到导管。致动器被构造成

相对于导引器移动,以使导管在一第一位置与一第二位置之间移动,在该第一位置上该导管被布置在导引器内,而在该第二位置上当导引器联接到所述外周静脉注射管线时该导管的远端部分被布置在外周静脉注射管线之外。当致动器在第一位置与第二位置之间移动导管时,致动器的第一部分的表面沿着多根肋状物移动,以向使用者提供与导管的远端部分的位置相关联的触觉反馈。

[0040] 在一些实施例中,一种方法包括将流体输送装置的锁定器联接到留置外周静脉注射管线。该流体输送装置包括具有联接到该锁定器的远端部分的导引器、可移动地布置在由该导引器限定的内部空间中的导管和致动器。致动器延伸穿过由导引器限定的狭槽,使得致动器的第一部分被布置在内部空间的外部并与导引器的外表面接触,而致动器的第二部分被布置在导引器的内部空间内并且联接到导管。致动器相对于导引器移动,以使导管从第一位置朝向第二位置推进,在该第一位置上该导管被布置在内部空间或锁定器中的至少一个内。当致动器将导管从第一位置朝向第二位置移动时,将与导管的远端部分的位置相关联的指示提供给使用者。该指示具有触觉输出的形式,其由正在沿着包括在导引器的外表面上的多根肋状物移动的致动器的表面产生。基于与导管的远端部分相关联的指示将导管放置在第二位置。当导管处于第二位置时,导管的远端部分被布置在外周静脉注射管线的至少一部分之外。

[0041] 如本文所用,术语“导管”和“套管”可互换使用以描述被构造成限定用于将体液从第一位置移动到第二位置的通道(例如,用于将体液移出体内的流体通道)的元件。虽然套管可以被构造为接纳套管针、导丝或导引器以将套管递送到患者体内的空间中,但本文提到的套管不需要包括或接纳套管针、导丝或导引器。

[0042] 如在本说明书中所使用的那样,术语“Y形适配器”和“T形适配器”用于指代双端口IV扩展套件。以这种方式,术语“Y形适配器”和“T形适配器”通常描述双端口IV扩展套件的整体形状。例如,如本文所用,Y形适配器基本上为“Y”形的,包括在第一端的单个端口和在第二端成角度地设置的两个端口。此外,术语“Y形适配器”和“T形适配器”仅作为示例而非限制地包括。例如,在一些实施例中,设备可以包括单端口IV扩展套件(例如,单端口适配器)或多端口IV扩展套件(例如,具有多于两个端口的适配器)。

[0043] 如在本说明书中所使用的那样,词语“近”和“远”分别指的是更靠近和远离将装置放置成与患者接触的使用者的方向。因此,例如,装置首先接触患者身体的那一端将是远端,而装置的相对端(例如,装置中正在由使用者操纵的那一端)将是该装置的近端。

[0044] 如本文所用,术语“刚度”涉及物体对所施加的力引起的偏转、变形和/或移位的抵抗力。刚度可以根据施加到物体上的力的大小以及物体的第一部分相对于物体的第二部分偏转、变形和/或移位所产生的距离来表征。当表征物体的刚度时,偏转距离可以被测量为物体中不同于该物体中被直接施加力的那部分的一部分的偏转。换句话说,在一些物体中,偏转点不同于施加力的点。

[0045] 刚度是所描述的物体的外在性质,因此取决于形成物体的材料以及物体的某些物理特性(例如,形状和边界条件)。例如,通过在物体中选择性地包括具有所需弹性模量、弯曲模量和/或硬度的材料,可以增加或减小物体的刚度。弹性模量是构成材料的内在性质(即,固有性质),并且描述了物体响应于所施加的力而弹性(即,非永久)变形的趋势。具有高弹性模量的材料在存在相同施加应力的条件下不会像具有低弹性模量的材料那样偏转

那么多。因此,例如通过将具有高弹性模量的材料引入物体和/或由其构造物体,可以增加物体的刚度。

[0046] 类似地,材料的硬度是构成材料的内在性质,并且描述了当施加力时材料对各种永久形状变化的抵抗力的量度。在讨论硬度和随后对导管刚度的影响时,通常使用肖氏硬度计标度。有好几种用于硬度计的标度,其中有两种通常用于描述塑料、聚合物、弹性体和/或橡胶,这就是A型和D型,其中A型通常用于较软的材料,而D型通常用于较硬的材料。材料的肖氏硬度用介于0到100之间的数字表示,数字越大表示材料越硬,数字后跟随标度类型。例如,第一种材料可以测量为具有40肖氏A的肖氏硬度,而第二种材料可以测量为具有20肖氏D的肖氏硬度。因此,根据肖氏硬度计标度,第二种材料更硬,因此比第一种材料更硬。

[0047] 图1和图2分别是根据一个实施例的处于第一构造和第二构造的用于通过外周静脉注射管线或导管静脉切开术的流体输送装置100的示意图。流体输送装置100(在本文中也称为“输送装置”)可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。如本文将进一步详细描述那样,输送装置100被构造成联接到和/或接合留置外周静脉注射导管(PIV)105以从患者的某个部位输出流体(例如,抽吸血液)和/或将流体输送到患者的某个部位(例如,输注药物或物质)。

[0048] 输送装置100至少包括导引器110、导管160(或套管)和致动器170。导引器110可以具有任何合适的构造。例如,在一些实施例中,导引器110可以是具有基本圆形横截面形状的细长构件。在一些实施例中,导引器110的形状和/或导引器110的至少外表面的一个或多个特征或表面光洁度可以布置成增加输送装置100的人体工程学性能,这在某些情况下,这种人体工程学性能可以允许使用者用一只手操纵输送装置100(即,单手使用)。

[0049] 导引器110具有近端部分111和远端部分112,并限定内部空间113。虽然未在图1和图2中示出,但导引器110的近端部分111可以包括这样的开口或端口,该开口或端口被构造成可移动地接纳导管160的一部分。这样,导管160的第一部分可以布置在内部空间113内,而导管160的第二部分可以布置在内部空间113的外部。开口或端口可以具有任何合适的构造。例如,在一些实施例中,开口和/或端口可以包括密封件等,其被构造成与导管160的布置在其中的部分的外表面形成基本上不透流体的密封。在其他实施例中,开口和/或端口的布置可以使得使用者可以将导管160放置成与限定开口和/或端口的近端部分111的表面选择性接触,这又可以夹持和/或夹紧导管160以选择性地阻塞导管160的内腔,如本文参考具体实施例将进一步详细描述那样。

[0050] 导引器110的远端部分112包括和/或联接到锁定器,该锁定器被构造成将导引器110物理地和流体地联接到PIV 105(例如参见图2)。例如,在一些实施例中,远端部分112可以包括联接器等,例如Luer Lok™等,其被构造成物理地和流体地联接到锁定器的关联联接器。在一些实施例中,锁定器被构造为选择性地接合和/或接触PIV 105以将导引器110联接到其上。例如,在一些实施例中,锁定器的形状、尺寸和/或布置使得锁定器形成与PIV 105有三个接触点。在一些实施例中,当锁定器的一部分(例如,长鼻等)插入到PIV 105的一部分中时,这种布置可以为PIV 105提供结构刚性和/或支撑,如本文将进一步详细描述那样。

[0051] 在一些实施例中,导引器110的远端部分112(和/或锁定器)可以包括密封件等,其可从密封构造转变到基本上打开构造以使内部空间的至少一部分113与锁定器流体连通。在一些实施例中,密封件可以包括回流阻止机构,例如单向阀等,其可允许例如导管160沿

远端方向穿过其中推进,同时限制和/或基本上阻止在导管160外部沿着近端方向通过密封件的流体流动。

[0052] 如上所述,导引器110限定内部空间113,其在近端部分111和远端部分112之间延伸。内部空间113具有和/或限定第一部分114和第二部分115,该第一部分114被构造成接纳致动器170的第一部分171,而该第二部分115被构造成接纳导管160和致动器172的第二部分175,如在图1和图2中所示。更具体地说,限定内部空间113的导引器110的内表面可以具有例如曲折横截面形状(图1和图2中未示出),使得由内部空间113的第一部分114限定的轴线平行于并且偏离由内部空间113的第二部分115限定的轴线。以这种方式,内部空间113的第一部分114可以与内部空间113的第二部分115间隔开,而不与其流体隔离。在一些实施例中,内部空间113的第一部分114可以延伸穿过导引器110的壁。换句话说,导引器110可以限定与内部空间113的第一部分114流体连通的狭槽、通道、轨道、开口等。相反,内部空间113的第二部分115可以由导引器110完全限定和/或封闭(至少在圆周方向上)。此外,在一些实施例中,内部空间113的曲折横截面形状使得第二部分115不能经由与内部空间113的第一部分114流体连通的狭槽等观察(例如,处于视线之外),这又可以限制和/或基本上防止了对布置在其中的导管160的污染。

[0053] 输送装置100的导管160包括近端部分161和远端部分162,并且限定了延伸穿过近端部分161和远端部分162的内腔163。导管160可移动地布置在由导引器110限定的内部空间113的第二部分115内并且联接到致动器170。在一些实施例中,导管160可以在第一位置与第二位置之间移动(例如,经由致动器170的移动),以分别使输送装置100在第一构造和第二构造之间转变。更具体地说,当导管160处于第一位置(图1)时,导管160的至少远端部分162被布置在内部空间113的第二部分115内,而导管160处于第二位置时,该导管160的至少一部分延伸穿过PIV 105以将导管160的远端相对于PIV105的一部分放置在远侧位置(图2)。虽然未在图1和图2中示出,但在一些实施例中,输送装置100可以包括辅助导管等,其联接到致动器170并与导管160流体连通。在这样的实施例中,辅助导管例如可以相对于导管160布置在近侧位置,并且可以构造成延伸穿过由导引器110的近端部分111限定的开口和/或端口。以这种方式,辅助导管的近端部分可以联接到流体贮存器、流体源、注射器等,这又使导管160与其流体连通。此外,在包括辅助导管的实施例中,当导管160处于第一位置时,导管160可以完全被布置在导引器110内。

[0054] 导管160可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,在一些实施例中,导管160的至少一部分可以具有这样的外径(例如,在16号和26号之间),其基本上类似于或略小于由锁定器联接到导引器110的远端部分112的一部分限定的内径。以这种方式,当导管160在第一位置与第二位置之间移动时,锁定器的该部分的内表面可以引导导管160。在一些实施例中,当导管160在第一位置与第二位置之间移动时,这种布置可以限制和/或基本上防止导管160弯曲、变形和/或扭结。在一些实施例中,导管160可以具有这一个长度,其足以在导管160处于第二位置时使导管160的远侧表面相对于PIV 105的远侧表面处于期望位置上。换句话说,当导管160处于第二位置时,导管160的长度足以在导管160的远侧表面和PIV 105的远侧表面之间限定预定和/或期望距离。在一些情况下,将导管160的远侧表面放置在距PIV 105的远侧表面预定和/或期望距离处例如可以将导管160的远侧表面放置在静脉内的期望位置,如本文将进一步详细描述那样。

[0055] 导管160可以由任何合适的材料或材料组合形成,这又可导致导管160具有任何合适的刚度或硬度。在一些实施例中,导管160的至少一部分可以由编织材料等形成,其可响应于弯曲力等而改变、修改和/或变更导管160的柔性。在一些实施例中,形成编织材料等的导管160可以减少以不期望的方式扭结和/或变形的可能性。另外,形成编织材料的导管160的至少一部分可以响应于沿由导管160限定的纵向中心线的方向施加的压缩力(例如,轴向力等)而导致压缩和/或变形。以这种方式,导管160可以吸收一部分与例如撞击障碍物等相关联的力。

[0056] 输送装置100的致动器170可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。如上所述,致动器170包括可移动地布置在内部空间113的第一部分114内的第一部分171和可移动地布置在内部空间113的第二部分115内并且联接到导管160的第二部分175。虽然未在图1和图2中示出,但致动器170可以具有与内部空间113的横截面形状相关联和/或与其对应的横截面形状(例如,曲折横截面形状)。因此,由致动器170的第一部分171限定的轴线平行于并偏离由致动器170的第二部分175限定的轴线。

[0057] 致动器170和导引器110的布置使得第一部分171延伸穿过与内部空间113的第一部分114流体连通的狭槽等。这样,致动器170的第一部分171的第一区域布置在导引器110的外部,而致动器170的第一部分171的第二区域布置在内部空间113的第一部分114中。以这种方式,使用者可以接合致动器170的第一部分171的第一区域并且可以相对于导引器110移动致动器170,以在第一位置与第二位置之间移动联接到致动器170的第二部分175的导管160。虽然未在图1和图2中示出,在一些实施例中,致动器170的第一部分171可以包括凸片、突起和/或与导引器110的外表面接触的表面。在这样的实施例中,导引器110的外表面可以包括例如一组肋状物、脊、凸起、凹槽等,当致动器170相对于导引器110移动时,第一部分171的凸片、突起和/或表面沿着其推进,这又产生触觉输出或反馈,这种触觉输出或反馈可以将与导管160的远端部分162的位置相关联的指示提供给使用者。

[0058] 在一些实施例中,输送装置100可以在使用之前布置成第一构造(例如,在第一构造下运输、存储、准备等)。在使用中,使用者可以操纵输送装置100以将导引器110联接到留置PIV 105(例如,经由联接到导引器110和/或与导引器110组装在一起的锁定器)。在输送装置100联接到PIV 105的情况下,使用者可以接合致动器170的第一部分171以相对于导引器110移动致动器170,这又使导管160从第一位置(例如,布置在导引器110内)朝向第二位置移动。在一些实施例中,致动器170和导引器110的布置使得致动器170相对于导引器110推进产生触觉输出和/或反馈,其被构造为将与导管160相对于导引器110和/或PIV 105的远端部分162的位置相关联的指示提供给使用者。例如,基于触觉反馈或任何其他合适的指示,使用者可以将导管160放置在第二位置,使得导管160的远侧表面延伸超出PIV105的远侧表面的期望距离,如上所述。

[0059] 在导管160处于第二位置的情况下(例如,在输送装置100处于图2中所示的第二构造的情况下),使用者可以在流体贮存器、流体源、注射器等与导管160之间建立流体连通。例如,如上所述,在一些实施例中,使用者可将辅助导管(未示出)联接到流体贮存器、流体源、注射器等。虽然描述为在将导管160放置在第二位置之后在导管160与流体贮存器或流体源之间建立流体连通,但在其他实施例中,使用者可以使致动器170相对于导引器110移动之前在导管160与流体贮存器或流体源之间建立流体连通。然后,在导管160与流体贮存

器和/或流体源流体连通的情况下,输送装置100可以经由延伸穿过PIV 105并超出PIV 105的导管160从患者体内输出流体或将流体输送到患者体内。

[0060] 图3-29示出了根据另一实施例的流体输送装置200。流体输送装置200(本文也称为“输送装置”)可以具有任何合适的形状、尺寸或构造,并且例如可以经由锁定器和/或适配器联接到PIV(图3-29中未示出)。如本文将进一步详细描述那样,使用者可以将输送装置200从第一构造转变到第二构造以使导管推进通过现有的、已放置的和/或留置的PIV(即,当输送装置200联接到其上时),使得导管的至少一个端部相对于PIV布置在远端位置。此外,在外周静脉注射管线每个均具有可以基于例如PIV的制造商和/或其预期用途而变化的形状、尺寸和/或构造的情况下,可以将输送装置200布置成允许输送装置200联接到具有任何合适构造的PIV,并且随后使导管的至少一部分推进通过PIV,而不会以不期望的方式扭结、钩住、破坏和/或重新构造导管。另外,输送装置200可以由使用者操纵以将导管的远侧表面放置在PIV的远侧表面之外预定和/或期望距离,以布置在接纳基本无阻碍血液流动的静脉的一部分内。

[0061] 如图3-5所示,输送装置200包括导引器210、锁定器240、导管260、辅助导管265和致动器270。导引器210可以具有任何合适的形状、尺寸或构造。例如,在一些实施例中,导引器210可以是具有大致圆形横截面形状的细长构件。在一些实施例中,导引器210的形状和/或导引器210的至少外表面的一个或多个特征或表面光洁度可以布置成增加输送装置200的人体工程学性能,这种人体工程学性能在某些情况下可以允许使用者用一只手操纵输送装置200(即,单手使用)。

[0062] 如图5-12所示,输送装置200的导引器210包括第一构件220和第二构件225,该第一构件220和第二构件225联接以共同形成导引器210。如图6所示,第一构件220包括近端部分221、远端部分222和内表面224。内表面224具有第一部分224和第二部分225。第一构件220的近端部分221,更具体地说,第一构件220的近端壁限定凹口226,该凹口226被构造成选择性地接纳辅助导管265的一部分,如本文将进一步详细描述那样。

[0063] 如图7-9所示,第二构件230具有近端部分231、远端部分232、内表面233和外表面235。如上面参考第一构件220所述,第二构件230的近端部分231,更具体地说,第二构件230的近侧壁限定凹口234,该凹口234被构造成选择性地接纳辅助导管265的一部分。第二构件230的外表面235包括沿第二构件230的长度分布的一组肋状物236。更具体地说,每根肋状物236沿着第二构件230的宽度延伸并且沿着第二构件230的长度连续分布。以这种方式,外表面235限定了沿第二构件230的长度布置的交替的局部最小值和局部最大值。如本文将进一步详细描述那样,致动器270的一部分被构造成当使用者相对于导引器210移动致动器270时,沿着形成该组肋状物236的外表面235推进,这又使致动器270(和联接到其的导管260)振动。在一些情况下,该振动例如可以促进导管260推进通过输送装置200的一部分、PIV的一部分和/或脉管系统的一部分。此外,在一些情况下,振动可以向使用者提供与导管260相对于导引器210和/或PIV的位置相关联的触觉和/或听觉指示,如本文将进一步详细描述那样。

[0064] 由第二构件230的外表面235形成的肋状物236可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,如图8和9所示,该组肋状物236包括具有第一尺寸和形状的第一部分237,以及具有不同于第一尺寸和形状的第二尺寸和形状的第二部分238。该组肋状物236的第一部

分237可以具有任何合适的构造和/或布置。例如,在该实施例中,第一部分237中的每根肋状物基本上是均匀的,具有基本相同的尺寸和形状。在其他实施例中,包括在第一部分237中的每根肋状物可以具有与第一部分237的其余肋状物不同的尺寸和形状。例如,在一些实施例中,第一部分237中的每根肋状物的尺寸和形状可以按照从具有最小尺寸和形状的最近侧肋状物到具有最大尺寸和形状的最远侧肋状物的顺序增大。此外,虽然第一部分237的肋状物被示出为基本对称,但在其他实施例中,第一部分237的每根肋状物可以是不对称的。例如,在一些实施例中,每根肋状物的近侧表面可以具有第一斜度(例如,角度),并且每根肋状物的远侧表面可以具有大于第一斜度的第二斜度。在一些实施例中,这种不对称布置可以使得致动器270的一部分在沿远侧方向移动时沿着具有第一组特征的外表面235移动,而在沿近端方向移动时沿着具有不同于第一组特征的第二组特征的外表面235移动。例如,在一些实施例中,致动器270的一部分可以沿外表面235在远侧方向上比在近侧方向上更自由地移动。

[0065] 类似地,肋状物236的第二部分238可以具有任何合适的构造和/或布置。例如,在该实施例中,第二部分238中的每根肋状物基本上是均匀的,具有与第二部分238中的其余肋状物基本相同的尺寸和形状。如图9所示,第二部分238中的每根肋状物其尺寸和形状大于第一部分237的每根肋状物的尺寸和形状。在一些情况下,当致动器270沿外表面235移动时,第二部分238的肋状物的较大尺寸可导致更大量的振动(如上所述)。在一些情况下,第二部分238的肋状物的较大尺寸可导致力增加,以足以使致动器270沿外表面235的那部分移动。虽然第二部分238的肋状物被示出并描述为基本上均匀并且具有比第一部分237的肋状物更大的尺寸,但在其他实施例中,第二部分238的肋状物可以具有以上参考第一部分237的肋状物描述过的任何布置和/或构造。

[0066] 虽然该组肋状物236在沿着第二构件230的长度的给定点处从第一部分237转变到第二部分238(例如参见图9),但在其他实施例中,该组肋状物236中的每根肋状物的尺寸和形状可以按照从具有最小尺寸和形状的第一部分237的最近侧肋状物到具有最大尺寸和形状的第二部分238的最远侧肋状物的顺序增加。换句话说,在一些实施例中,该组肋状物236中的每根肋状物的尺寸和形状可以随着每根连续肋状物(例如,在远侧方向上)增加。在其他实施例中,该组肋状物236可以包括比第一部分237和第二部分238更多。例如,在一些实施例中,第二构件可以包括一组肋状物,其具有:第一部分和第二部分,该第一部分和第二部分具有与第二构件230的第一部分237类似的尺寸、形状和构造;以及第三部分,其被布置在第一部分和第二部分之间,具有与第二构件230的第二部分238类似的尺寸、形状和构造。也就是说,在这样的实施例中,第二构件包括小于布置在它们之间的肋状物的中间部分的肋状物的近端部分和肋状物的远端部分。在一些实施例中,第二构件230的该组肋状物236的布置可以使得最近侧肋状物和最远侧肋状物更大和/或具有这样一种形状,其可操作以至少分别将那部分致动器270临时保持在相对于最近侧肋状物的近侧位置和相对于最远侧肋状物的远侧位置上。

[0067] 虽然该组肋状物236示出为仅由第二构件230的外表面235形成,但在其他实施例中,第一构件220可以包括形成一组肋状物的外表面。在这样的实施例中,第一构件220的该组肋状物可以是和/或可以具有上面参考第二构件230的该组肋状物236所述的任何构造和/或布置。在一些实施例中,第一构件220的肋状物可以与第二构件230的肋状物236偏离。

例如,在一些实施例中,第一构件220的肋状物可以具有交替的局部最小值和局部最大值(如上面参考肋状物236所述),其沿着第一构件220的长度分布,使得第一构件220的肋状物的局部最小值和局部最大值分别与第二构件230的肋状物236的局部最大值和局部最小值对齐(例如,沿着导引器210的长度偏离)。在其他实施例中,第一构件220的肋状物可以相对于第二构件230的肋状物236处于变化的位置。以这种方式,导引器210可以提供肋状物的可变布置,这种肋状物的可变布置当致动器270相对于导引器210移动时,可以提供例如触觉反馈。

[0068] 如图10-12所示,第一构件220被构造成联接到第二构件230以共同形成导引器210。例如,在一些实施例中,第一构件220和第二构件230可以经由超声波焊接、粘合剂、机械紧固件、一个或多个凸片、按扣、销等连接以形成导引器210。在一些实施例中,将第一构件220联接到第二构件230(例如,在制造过程期间)以形成导引器210可以促进和/或简化一个或多个制造过程。例如,在一些实施例中,从第一构件220和第二构件230形成导引器210可以减少在制造期间的内表面223和233的形状和/或尺寸的不期望的变化(例如,由于拔模角度和/或制造公差而引起的),在某些情况下,这可以减少在输送装置200使用期间导管260的扭结、弯曲和/或变形的可能性。在一些实施例中,从第一构件220和第二构件230形成导引器210可以允许至少第一构件220的内表面223形成曲折形状,其使从单个工件制造导引器210面临挑战。

[0069] 在其他实施例中,第一构件220可以整体地形成(例如,经由注塑和/或任何其他合适的制造工艺)。也就是说,第一构件220可以由单个工件等而不是两个工件(即第一构件220和第二构件230)形成。因此,当涉及第一构件220的特征时,这些特征可以由第一构件220形成和/或限定,由第二构件230形成和/或限定,由第一构件220和第二构件230共同形成和/或限定,或者当由单个工件形成导引器210时,由导引器210的相应部分形成和/或限定。

[0070] 第一构件220和第二构件230共同形成导引器210的近端部分211和远端部分212,并共同限定导引器210的内部空间213。如图10所示,导引器210的近端部分211限定开口217。具体地说,开口217由第一构件220的凹口226和第二构件230的凹口234共同形成和/或限定。近端部分211的布置使得由第一构件220的凹口226限定的开口217的一部分具有第一尺寸和/或形状,而由第二构件230的凹口234限定的开口217的一部分具有小于第一尺寸和/或形状的第二尺寸和/或形状。换句话说,开口217的一部分被收缩、挤压、阻塞和/或减小。如本文将进一步详细描述那样,开口217被构造成接纳辅助导管265的一部分,其可以在开口217内从开口217的较大部分移动到开口217的缩小部分(例如,由第二构件230的凹口234形成的部分)以阻塞、挤压和/或夹持辅助导管265。

[0071] 如图11所示,导引器210的远端部分212包括和/或形成联接器216。换句话说,第一构件220的远端部分222和第二构件230的远端部分232在导引器210的远端部分212处共同形成联接器216。联接器216可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,在该实施例中,联接器216形成一组螺纹,其可与锁定器240的相关螺纹部分形成螺纹联接,如本文将进一步详细描述那样。虽然未在图11中示出,但导引器210的远端部分211可以包括和/或可以被构造成接纳一密封件,该密封件可选择性地密封和/或流体地隔离导引器210的内部空间213(至少从联接器216的开口部分)。在使用中,密封件可以从密封或闭合构造转变到打开

构造,以允许例如导管260的一部分从中穿过。在一些实施例中,密封件可以接触导管260的外表面以在其间限定密封件,该密封件可操作以限制和/或基本上阻止流体在套管的外表面和密封件之间的回流。

[0072] 密封件可以是任何合适类型的密封件。例如,在一些实施例中,密封件可以是O形环、单向阀、隔膜、自愈合隔膜、止回阀、单个裂缝阀和/或任何其他合适的密封件或阀构件。在一些实施例中,密封件构造成限定和/或具有预定的"开裂"压力。也就是说,在一些实施例中,密封件可以被构造成响应于例如在导引器210内的压力的增加而从闭合和/或密封构造转变到大致打开构造。在一些实施例中,密封件可以是正压密封件等。在其他实施例中,密封件可以是流体密封件,例如盐水锁定器等。虽然未在图5-12中示出,但在一些实施例中,导引器210可以包括可以被操纵来增加导引器210内的压力(例如,经由空气或其他合适的流体或液体)以将密封件从闭合构造转变到打开构造的装置、机构、组件等。例如,导引器210可以包括和/或可以联接到灯泡、泵、注射器、流体源、机械致动器、电致动器等。在其他实施例中,密封件可以具有任何其他合适的构造。

[0073] 第一构件220的内表面223和第二构件230的内表面233共同限定导引器210的内部空间213。如图12所示,内表面223和233的布置使得内部空间213具有和/或限定曲折横截面形状。例如,内部空间213可以具有大致S形或至少部分S形的横截面形状。更具体地说,第一构件220的内表面223包括和/或形成脊、凸片、凸缘、突起和/或壁,其被构造成将内表面223的第一部分224与内表面223的第二部分225分开。因此,内部空间213的曲折横截面形状形成和/或限定内部空间213的第一部分214和内部空间213的第二部分215。以这种方式,内部空间213的第一部分214与内部空间213的第二部分215间隔开,而不会与其流体隔离。换句话说,内部空间213的第一部分214限定了与由内部空间213的第二部分215限定的轴线平行并偏离的轴线。

[0074] 如图12所示,内部空间213的第一部分214延伸穿过导引器210的壁。类似地说,导引器210限定(例如,第一构件220和第二构件230共同限定)与内部空间213的第一部分214流体连通的狭槽、通道、轨道、开口等。相反,内部空间213的第二部分215被导引器210完全限定和/或封闭(至少在圆周方向上)。内部空间213的曲折横截面形状使得第二部分215不能经由狭槽(与内部空间213的第一部分214流体连通)观察(例如,处于视线之外),这又可以限制和/或基本上防止对布置在其中的导管260的污染。

[0075] 在该实施例中,内部空间213的第二部分215基本上与例如开口217的一部分和由联接器216限定的开口的一部分对齐。此外,内部空间213的第二部分215被构造成当锁定器联接到导引器210的联接器216时与锁定器240基本对齐。换句话说,由内部空间213的第二部分215限定的轴线与由锁定器240的一部分限定的轴线基本同轴,如本文将进一步详细描述那样。以这种方式,内部空间213的第二部分215可以可移动地接纳例如致动器270的一部分和导管260的一部分。因此,致动器270可相对于导引器210移动,以使导管260在一第一位置与一第二位置之间移动,在该第一位置上该导管260完全布置在内部空间213的第二部分215内,而在该第二位置上该导管260的至少一部分延伸到内部空间213的第二部分215的外部并且远离导引器210,如本文将进一步详细描述那样。

[0076] 输送装置200的锁定器240可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。如上所述,锁定器240被构造成物理地和流体地联接到导引器210并且被构造为将导引器210联接到

PIV和/或联接到PIV的任何合适的中间装置或适配器。锁定器240具有联接器241、长鼻242、第一臂243和第二臂250,如图13-15所示。另外,锁定器240限定了延伸穿过联接器241和长鼻242的内腔255。联接器241被构造为将锁定器240联接到导引器210的联接器216。具体地说,在该实施例中,联接器241包括和/或形成一个或多个突起,该突起被构造成选择性地接合由导引器210的联接器216限定和/或形成的螺纹,从而形成螺纹联接。

[0077] 长鼻242从联接器246延伸并且布置在第一臂243和第二臂250之间。长鼻242可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。在一些实施例中,长鼻242的构造可以关联于或至少部分地基于其PIV的尺寸和/或形状、适配器(例如,扩展套件、Y形适配器、T型适配器等)的尺寸和/或形状、或PIV和适配器的总体尺寸和/或形状。例如,在一些实施例中,长鼻242可以具有足以延伸穿过PIV(或适配器)的至少一部分的长度。在包括联接到PIV的适配器的实施例中,长鼻242可以足够长以延伸穿过适配器并且至少部分地延伸到PIV中或穿过PIV。在一些实施例中,长鼻242可以足够长以延伸穿过适配器和PIV,使得长鼻242的至少一部分远离PIV。此外,长鼻242的外径可以类似于或略小于PIV和/或与其连接的适配器的一部分的内径。例如,在一些实施例中,当长鼻242布置在其中时,长鼻242的外表面可以与PIV的内表面接触。以这种方式,长鼻242可以为长鼻242布置在其中的PIV的至少一部分提供结构支撑。类似地,长鼻242的内径(至少部分地限定内腔255的表面的直径)可以类似于或略大于导管260的一部分的外径,如本文将进一步详细描述那样。

[0078] 锁定器240的第一臂243和第二臂250可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。如图13和图14所示,第一臂243具有第一端部244、包括凸片246的第二端部245以及布置在第一端部244和第二端部245之间的枢轴部247。布置在第二端部245处和/或由第二端部245形成的凸片246从第二端部245朝向例如长鼻242延伸。以这种方式,凸片246可以选择性地接合PIV的一部分和/或联接到PIV的适配器的一部分,以将锁定器240联接到其上,如本文将进一步详细描述那样。

[0079] 第一臂243的枢轴部分247沿横向方向从联接器241、长鼻242和/或第二臂250延伸。第一臂243的第一端部244和第二端部245分别靠近枢轴部分247和远离枢轴部分247。这样,第一臂243可以用作杠杆等,其被构造成响应于施加的力绕由枢轴部分247限定的轴线枢转。例如,在一些情况下,使用者可以在第一端部244上施加一力(例如,朝向联接器241),该力足以使第一臂243的第一端部244朝向联接器241枢转(如图14中的箭头AA所示),而第一臂243的第二端部245远离长鼻242(如图14中的箭头BB所示),如本文将进一步详细描述那样。

[0080] 如上面参考第一臂243所述,锁定器240的第二臂250具有第一端部251、包括凸片253的第二端部252以及布置在第一端部251和第二端部252之间的枢轴部分254。在该实施例中,第一臂243和第二臂250在形式和功能上基本相似,并且以相对于联接器241和长鼻242的相对位置和取向布置(例如,锁定器240关于其纵向轴线基本上对称)。这样,第一臂243的讨论类似地适用于第二臂250,因此在此不再详细描述第二臂250。

[0081] 如上所述,锁定器240被构造为联接到PIV和/或联接到PIV的适配器。例如,使用者可以在第一臂243的第一端部244和第二臂250的第一端部251上施加横向力,以使第一臂243和第二臂250分别从第一位置朝向第二位置枢转。因此,第一臂243的枢转增加了在长鼻242和第一臂243的第二端部245(以及凸片246)之间限定的间隔。类似地,第二臂250的枢转

增加了在长鼻242和第二臂250的第二端部252(和凸片253)之间限定的间隔。以这种方式,在长鼻242与臂243和250之间的增加的间隔足以允许将PIV的一部分和/或联接到PIV的适配器插入该间隔内。一旦PIV和/或适配器的该部分相对于锁定器240处于所需位置,使用者就可以移除力,并且臂243和250又朝向它们各自的第一位置枢转。结果,第二端部245和252朝向长鼻242移动,直到使得凸片246和253分别与PIV和/或适配器的一部分接触。凸片246和253被构造成接合PIV和/或适配器的一部分,以将锁定器240临时联接到PIV和/或适配器。在一些实施例中,锁定器240可以被构造成与PIV和/或适配器(即,凸片246和253)以及长鼻242的外表面(如上所述)建立三个接触点。在一些实施例中,凸片246和253可以被构造成当与PIV和/或适配器的一部分接触时产生诸如咔哒声之类的听觉输出、诸如触觉磕碰之类的振动输出等,其可以向使用者指示锁定器240正确地联接到了PIV和/或适配器。

[0082] 如图15所示,长鼻242和联接器241共同限定内腔255。锁定器240的内腔255限定一轴线(未示出),该轴线与由内部空间213的第二部分215限定的轴线对齐和/或基本上同轴。因此,当输送装置200在第一构造和第二构造之间转变时,锁定器240的内腔255接纳导管260的一部分。在一些实施例中,内腔255的尺寸和/或形状可以至少部分地基于导管260的尺寸和/或形状。例如,内腔255的内径可以略大于导管260的至少一部分的外径。在这样的实施例中,当导管260在内腔255内移动时,锁定器240可以是能够支撑和/或引导导管260的外部引导件等,这又可以减少和/或基本上防止导管260不期望的弯曲、扭结、挠曲和/或变形。

[0083] 虽然在上面将锁定器240示出并描述为包括长鼻242,但在其他实施例中,锁定器不需要形成长鼻。例如,在一些这样的实施例中,锁定器可以包括相对短的毂等,其构造成接合PIV和/或联接到PIV的适配器的一部分。在一些实施例中,流体输送装置可以包括和/或可以与长鼻或引导构件(未形成有锁定器或未通过锁定器形成)一起使用,该长鼻或引导构件被构造为例如布置在PIV和诸如IV扩展套件之类的适配器之间。例如,这种长鼻或引导构件可以具有这样的内表面,其具有漏斗形和/或形状成类似于长鼻242的内表面。以这种方式,当导管260在第一位置与第二位置之间移动时,这种长鼻和/或引导构件的内表面可以引导导管260的一部分。在一些实施例中,锁定器240(包括长鼻242)可以与这种外部或单独的长鼻和/或引导构件结合使用。在一些这样的实施例中,当锁定器240联接到适配器(例如,IV扩展套件)时,可以将锁定器240的长鼻242的一部分插入到长鼻和/或引导构件中。

[0084] 如上所述,导管260的至少一部分和辅助导管265的至少一部分可移动地布置在由导引器210限定的内部空间213的第二部分215内。如图16所示,导管260具有近端部分261和远端部分262,并限定内腔263(例如参见图24)。导管260的近端部分261联接到致动器270的第二部分275。以这种方式,致动器270可相对于导引器210移动,以使导管260在一第一位置与一第二位置之间移动,在该第一位置上所述导管260被布置在导引器210内(例如,整个导管260都被布置在导引器210内或在导引器210和锁定器240内),而在该第二位置上该导管260的远端部分当锁定器240联接到PIV时至少部分地被布置在远离锁定器240和/或PIV(未示出)的位置上,如本文将进一步详细描述那样。远端部分262可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造,并且可以限定至少一个与内腔263流体连通的开口。例如,在一些实施例中,导管的远端部分262可以基本上类似于在2012年4月26日提交的名称为“Systems and Methods for Phlebotomy Through a Peripheral IV Catheter”的美国专利8,366,685

(在本文中称为“’685专利”)中所描述的那些部件中的任何一个部件,该专利的公开内容通过引用整体并入本文。

[0085] 导管260可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,在一些实施例中,导管260的至少一部分的外径可以基本上类似于或略小于由锁定器240的内腔255限定的内径,如上所述。在一些实施例中,导管260的外表面可以被构造成接触限定内腔255的至少一部分的锁定器240的内表面。以这种方式,当导管260在第一位置与第二位置之间移动时,限定内腔255的锁定器240的那部分的内表面可以引导导管260。在一些实施例中,当导管260在第一位置与第二位置之间移动时,这种布置可以限制和/或基本上防止导管260弯曲、变形和/或扭结。此外,在一些实施例中,当导管260处于第二位置时,导管260可以具有足以将导管260的远侧表面相对于PIV的远侧表面放置在期望位置的长度。换句话说,当导管260处于第二位置时,导管260的长度可以足以在导管260的远端表面和PIV的远端表面之间限定预定和/或期望距离,如本文将进一步详细描述那样。

[0086] 导管260可以由任何合适的材料或材料组合形成,这又可导致导管260具有任何合适的刚度或硬度。例如,在一些实施例中,导管260可以由具有肖氏硬度为约20肖氏A至50肖氏D、约20肖氏A至95肖氏D、约70肖氏D至85肖氏D和/或任何其他合适的肖氏硬度的相对柔性的生物相容性材料形成。在一些实施例中,导管260的至少一部分可以由可响应于弯曲力等而修改、改变和/或变更导管260的柔性的编织材料等形成。换句话说,从编织材料形成导管260的至少一部分可以在弯曲、扭结和/或阻塞导管260的内腔263之前增加导管260的变形量(响应于弯曲力)。类似地,形成编织材料的导管260的至少一部分可以响应于在由导管260限定的纵向中心线的方向上施加的压缩力(例如,轴向力等)而导致压缩和/或变形。以这种方式,导管260可以吸收与例如撞击障碍物等相关联的一部分力。在一些情况下,这样的布置可以减少导管260的弯曲和/或扭结,并且减少和/或基本上防止可能由导管260的撞击导致的对血管结构的损坏。此外,在一些实施例中,例如,从编织材料形成导管260的至少一部分可以响应于致动器270沿着导引器210的该组肋状物236推进的那部分而增加通过导管260传递的振动量(如上所述)。虽然上文将导管260描述为包括由编织材料形成的至少一部分,但在其他实施例中,导管260的至少一部分能够由支撑线材、支架、有孔导管等形成和/或可以包括支撑线材、支架,有孔导管等,其例如是通过引用并入本文的’685专利中所描述的那些材料。

[0087] 辅助导管265具有近端部分266和远端部分267,并限定内腔268(例如参见图24)。辅助导管265的一部分被布置在导引器210的开口217内并且延伸穿过导引器210的开口217(例如,分别由第一构件220和第二构件230的凹口223和233共同限定)。这样,近端部分266至少部分地被布置在导引器210的外部,并且远端部分267至少部分地被布置在由导引器210限定的内部空间213的第二部分215内。如上所述,辅助导管265可以在介于第一位置与第二位置之间的开口217内移动,以选择性地夹持、夹紧、扭结、弯曲和/或变形辅助导管265的一部分,这又阻塞、夹紧、扭结、闭合、密封辅助导管265的内腔268等。例如,第一位置可以与开口217的一个第一部分相关联和/或对齐,开口217的该第一部分的周长和/或直径比开口217的一个第二部分的周长和/或直径更大,而开口217的该第二部分与该第二位置相关联和/或对齐。因此,使用者可以操纵辅助导管265以闭塞辅助导管265的内腔268,从而限制、约束和/或基本上阻止流体通过其流动。

[0088] 如图16所示,辅助导管265的近端部分266联接到和/或包括联接器269。联接器269被构造成将辅助导管265物理地和流体地联接到诸如流体贮存器、流体源、注射器,抽空的容器保持器(例如,具有护套针或被构造成联接到护套针)、泵之类的任何合适装置。辅助导管265的远端部分267至少部分地被布置在由导引器210限定的内部空间213的第二部分215内,并且联接到致动器270的第二部分275。在一些实施例中,辅助导管265可以具有比导管260更大的直径,使得在导管260和辅助导管265被联接到致动器270的第二部分275时该导管260的近端部分261至少部分地被布置在由辅助导管265限定的内腔268内。在一些实施例中,这种布置例如可以减少和/或基本上防止与在导管260和辅助导管265之间流动的流体相关联的泄漏。在一些实施例中,当一定量的血液流过导管260和辅助导管265时,这种布置还可以限制、减少和/或基本上防止该一定量的血液的溶血。以这种方式,当联接器269联接到流体贮存器、流体源、注射器、抽空容器、泵等时,辅助导管265在贮存器、源、泵等与导管260之间建立流体连通。

[0089] 联接到导管260的传送装置200的致动器270可以沿着导引器210的长度移动,以使传送装置200在其第一构造与其第二构造之间转变,在该第一构造下该导管260处于第一位置,而在该第二构造下该导管260位于第二位置。致动器270可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,在一些实施例中,致动器270的尺寸和/或形状可以与导引器210的尺寸和/或形状相关联和/或至少部分地基于导引器210的尺寸和形状。

[0090] 如图17-20所示,致动器270包括第一部分271、第二部分275和在它们之间延伸的壁277。致动器270的第一部分271至少部分地被布置在由导引器210限定的内部空间213的第一部分214内,而致动器270的第二部分275布置在内部空间213的第二部分215内,如上所述。致动器270的第一部分271包括接合构件272。致动器270的布置使得接合构件272被布置在导引器210的外部,而第一部分271的其余部分位于由导引器210限定的内部空间213的第一部分214内。这样,接合构件272可以由使用者接合和/或操纵(例如,通过使用者的手指或拇指)以相对于导引器210移动致动器270。在一些实施例中,接合构件272可以包括一组脊和/或任何合适的表面光洁度,其例如可以增加致动器270和/或输送装置200的人体工程学性能。

[0091] 接合构件272包括布置在接合构件272的近端部分处或附近的凸片273。凸片273可以是从接合构件272的表面延伸的任何合适的凸片、轨道、脊、凸起、突起、旋钮、滚子、滑块等。凸片273被构造成选择性地接合导引器210的第二构件230的外表面235。更具体地说,凸片273与由第二构件230形成的肋状物236接触,并且当致动器270沿着导引器210的长度移动时,凸片273沿着每个连续的肋状物移动。

[0092] 如上面参考第二构件230的该组肋状物236所述,凸片273可以具有任何合适的形状、尺寸和/或构造。例如,如图18所示,凸片273可以包括能够沿着该组肋状物236移动的大致圆形表面。在一些实施例中,凸片273的尺寸和/或形状至少部分地基于肋状物236的尺寸和/或形状,使得当致动器270相对于导引器210移动时凸片273的期望表面区域与肋状物236接触。在一些实施例中,在该组肋状物236与凸片273之间限定的摩擦量可以至少部分地基于凸片273与该组肋状物236接触的表面区域。此外,在该组肋状物236与凸片273之间限定的摩擦量可以至少部分地基于凸片273相对于每根肋状物的位置。例如,在一些实施例中,在凸片273和一肋状物之间限定的摩擦量可以在凸片273例如移动得更接近局部最大值

时增加,并且可以在凸片273远离局部最大值移动时减小。在一些实施例中,凸片273的尺寸和/或形状可以允许凸片273在每个相邻肋状物之间(例如,在相邻局部最大值之间)以显着较小的摩擦移动。换句话说,凸片273和该组肋状物236的布置可以在相邻肋状物之间允许所需量的“游隙”。

[0093] 在该组肋状物236的第一部分237具有比该组肋状物236的第二部分238小的尺寸的情况下,凸片273的第一部分或第一表面区域可以与该组肋状物236的第一部分237接触,而凸片273的第二部分或第二表面区域可以与该组肋状物236的第二部分238接触。以这种方式,凸片273可以以第一组特征沿着第一部分237移动,并且可以以不同于第一组特征的第二组特征沿着第二部分238移动。在一些实施例中,例如,足以使凸片273沿着该组肋状物236的第二部分238移动的力可以大于足以使凸片273沿着该组肋状物236的第一部分237移动的力。在一些实施例中,凸片273沿着该组肋状物236的第二部分238的移动可导致例如致动器270的大量振动,该振动量大于凸片273沿着该组肋状物236的第一部分237的移动而产生的振动量。类似地,凸片273的形状可以使得凸片273响应于这样的所施加的力而在远侧方向上沿着该组肋状物236移动,所施加的力不足以在近侧方向上沿着该组肋状物236移动凸片273。例如,如图18所示,凸片273具有不对称形状,其中凸片273的近侧表面具有比其远侧表面的斜度更大的斜度。

[0094] 虽然上面具体示出和描述了接合构件272和凸片273,但在其他实施例中,致动器可以包括具有任何合适构造的接合构件和/或凸片。例如,虽然凸片273被示出为布置在接合构件272的近端部分处或附近,但在其他实施例中,接合构件可以包括布置在近端部分处或附近的第一凸片和布置在远端部分处或附近的第二凸片,该第一凸片和第二凸片中的每一个均可以选择性地与布置在导引器的外表面上的一组肋状物接触。在一些实施例中,在壁277的表面和接合构件272的表面之间限定的间隔可以增大或减小,这可以导致致动器270在轴向以外的方向上相对于导引器210的行程量的增加或减少。也就是说,壁277的表面与接合构件272的表面之间的间隔的增大或减小可导致例如致动器270相对于导引器210可“倾斜”的量的增加或减少。在其他实施例中,可以修改、变更、调节、调整和/或改变导引器210的接合构件272、凸片273和/或该组肋状物236的布置,使得致动器270相对于导引器210以所需的一组特征移动。例如,在一些实施例中,致动器270和/或导引器210的布置可以增加或减少致动器270在其相对于导引器210移动时振动的量,增加或减少足以相对于导引器210移动致动器270的力量,增加或减少致动器270相对于导引器210沿轴线方向之外的任何合适方向(例如,近侧方向或远侧方向)的移动量,等等。

[0095] 例如如图19和20所示,第二部分275具有至少部分地基于由导引器210限定的内部空间213的第二部分215的横截面形状的横截面形状(例如,至少部分圆形的横截面形状)。以这种方式,当致动器270相对于导引器210移动时,第一构件220的内表面223和第二构件230的内表面233可以支撑和/或引导致动器270的第二部分275。如图所示,第二部分275限定开口276,该开口276被构造成接纳导管260的近端部分261和辅助导管265的远端部分267。在一些实施例中,当近端部分261被布置在开口276中时,导管260的近端部分261可以与致动器270的第二部分275的内表面形成摩擦配合。类似地,当远端部分267被布置在开口276中时,辅助导管265的远端部分267可以与致动器270的第二部分275的内表面形成摩擦配合。这样,导管260和辅助导管265可以相对于致动器270保持在固定位置上,因此当致动

器270相对于导引器210移动时与致动器270同时移动。

[0096] 致动器270的壁277将致动器270的第一部分271联接到致动器270的第二部分275。如图19和20所示,壁277具有曲折横截面形状,其至少部分地基于由导引器210限定的内部空间213的曲折横截面形状。以这种方式,致动器270的第一部分271可以限定一轴线,该轴线平行于但偏离由致动器270的第二部分275限定的轴线。在一些实施例中,例如,壁277可以具有大致S形或至少部分S形横截面形状。在一些实施例中,壁277可以形成例如弯曲性等。壁277(因此致动器270)的曲折横截面形状使得致动器270的第二部分275不能经由被导引器210限定的内部空间213的第一部分214来被观察(例如,处于视线之外)。类似地,当导管260处于第一位置时,不能经由被导引器210限定的内部空间213的第一部分214观察导管260。也就是说,致动器270和/或导引器210的几何形状(例如,内部空间213的曲折横截面形状,导引器210的高度和/或宽度等)被构造成使得当导管260处于第一位置时,导管260至少部分地隔离在内部空间213的第二部分215内。以这种方式,导引器210和/或致动器260的结构可以保护和/或隔离导管260与导引器210外部的空间,这又可以限制和/或基本上防止了对导管260的污染。例如,在一些实施例中,导引器210和/或致动器270可以充当“喷嚏护罩”等,其被构造成至少在导管260处于第一位置时至少部分地隔离导管260。

[0097] 现在参考图21-29,输送装置200在使用之前可以处于第一构造,并且可以由使用者(例如,普通医生、专科医生、护士、技师、抽血者等)从第一构造(图(21-24)转变至第二构造(图27-29),以将导管260的至少远端部分262布置在相对于导引器210的远侧位置(例如,在留置PIV(未示出)内或远离留置PIV)。当导管260被布置在导引器210内的第一位置260时,输送装置200处于第一构造。在一些实施例中,当导管260处于第一位置时,基本上整个导管260均被布置在导引器210内。在这样的实施例中,导引器210可以包括密封件等(如上所述),其可基本上密封导引器210的远端部分212,以将导管260隔离在内部空间213的第二部分215内。然而在图22和图23中所示的实施例中,当导管260处于第一位置时,导管260被布置在导引器210和锁定器240内。虽然上文将密封件描述为包括在导引器210的远端部分212中,但在其他实施例中,锁定器240可以包括密封件等,其可与限定内腔243的锁定器240的内表面形成基本上不透流体的密封。因此,布置在锁定器240内的密封件可以将导管260隔离在内部空间213的第二部分215内。在其他实施例中,导引器210和/或锁定器240不需要包括密封件。例如,在一些实施例中,PIV和/或联接到PIV的适配器(例如,扩展套件)可以包括一密封件,该密封件当锁定器240联接到其上时从闭合构造转变到打开构造。虽然未示出,但在一些实施例中,导管260可以被布置在柔性护套等内,该柔性护套等可以在导管260处于第一位置时将导管260保持在基本上无菌的环境中(例如,诸如导引器210和/或锁定器240不包括密封件的那些实施例)。

[0098] 当输送装置200处于第一构造时,致动器270布置在近侧位置,如图24所示。在一些实施例中,致动器270的第一部分271的凸片273可以被布置在凹陷部或棘爪内或与最近侧肋状物接触,该最近肋状物被构造成临时将致动器270保持在近侧位置,直到施加力(例如,由使用者)来使致动器270沿远侧方向移动。此外,如上所述,辅助导管265的一部分被布置在由导引器限定的开口217中,使得远端部分267至少部分地被布置在内部空间213的第二部分215中并且联接到致动器270的第二部分275,而辅助导管265的近端部分266被布置在导引器210的外部(例如参见图21和22)。

[0099] 在输送装置200处于第一构造的情况下,使用者可以操纵输送装置200以将锁定器240联接到留置PIV和/或联接到PIV的适配器(例如,扩展套件等)。例如,在一些实施例中,使用者可以施加足以使锁定器240的第一臂243和第二臂250枢转的力,使得PIV和/或适配器的一部分可以插入到在臂243和250与例如长鼻242之间限定的间隔中。在一些实施例中,当锁定器240联接到其上时,长鼻242可插入PIV和/或适配器中。例如,在一些实施例中,长鼻242的一部分可以插入PIV和/或适配器的毂或篮中。如上所述,在一些实施例中,长鼻242足够长以将长鼻242的至少一部分布置在PIV内,这又支撑和/或为PIV提供结构刚性。一旦PIV和/或适配器相对于锁定器240布置在所需位置,使用者就可以移除锁定器240的臂243和250上的力,这又使锁定器240的臂243和250朝向长鼻242移动,直到第一臂243的凸片246和第二臂250的凸片253被放置成与PIV和/或适配器的表面接触。在一些实施例中,锁定器240的布置使得凸片246和253以及长鼻242与将锁定器240共同地联接到其上的PIV和/或适配器形成三个接触点。

[0100] 在输送装置200联接到PIV和/或适配器的情况下,使用者可以接合致动器270的第一部分271的接合构件272以相对于导引器210移动致动器270,这又使导管260从第一位置(例如,被布置在导引器210内)朝向第二位置移动。以这种方式,导管260移动通过内部空间213的第二部分215和锁定器240的内腔255,因此导管260的至少远端部分262被布置在锁定器240的外侧和远侧,如图25中的箭头CC所示。在一些实施例中,锁定器240的内腔255和导管260的布置可以使得当导管260沿着远端方向朝向第二位置移动时限定内腔255的锁定器240的内表面接触、支撑和/或引导导管260。此外,在一些实施例中,将导管260从第一位置朝向第二位置移动可以操作来将密封件(例如,布置在锁定器240中)从闭合或密封构造转变到打开构造。在其他实施例中,使用者可以操纵输送装置200(例如,在将导管260从第一位置移动之前)以将密封件从密封构造转变到打开构造。例如,在一些实施例中,使用者可以将输送装置200的至少一部分(例如,导管260和/或锁定器240)内的压力增加超过预定阈值,以将密封件转变到打开构造。在一些实施例中,密封件可以是单向阀(例如,正压阀或密封件),其例如当施加在密封件的近端部分上的压力超过施加在密封件的远端部分上的压力(例如,施加在密封件上的静脉压力)时可以从密封构造转变到打开构造。

[0101] 如上所述,致动器270和导引器210的布置使得致动器270相对于导引器210推进使凸片273沿着外表面235(更具体地说,导引器210的第二构件230的该组肋状物236)推进。例如如图26所示,凸片273与该组肋状物236接触,其当致动器270相对于导引器210移动时可以产生致动器270的振动。在一些情况下,致动器270的振动可以产生例如触觉、触感和/或听觉输出,其可以提供与导管260的远端部分262相对于导引器210、锁定器240和/或PIV的位置相关联的指示。例如,在一些实施例中,当凸片273移动经过每根肋状物时,致动器270的凸片273和该组肋状物236可共同产生“咔哒”声。在一些实施例中,导引器210可以包括标记等,其可向使用者指示导管260的远端部分262的相对位置。在其他实施例中,致动器270由于相对于该数量的肋状物移动而振动的次数可以与导管260的远端部分262的相对位置的指示相关联和/或提供该指示。

[0102] 在一些情况下,使用者可以基于指示导管260的远端部分262相对于PIV的期望放置(例如,第二位置)的触觉、触感和/或听觉输出来停止相对于导引器210移动致动器270。换句话说,导管260可以在致动器270推进到例如最远侧位置之前放置在第二位置。如本文

将进一步详细描述那样,当导管260的远端部分262相对于PIV的远端部分放置在期望位置时,导管260布置在第二位置。在一些情况下,例如,当导管260处于第二位置时,导管260的远端可以与PIV的远端基本齐平。在其他情况下,导管260的远端可以延伸超出PIV的远端(例如,远离PIV的远端)一预定距离。在其他情况下,当导管260处于第二位置时,导管260的远端可以被布置在PIV内(例如,靠近PIV的远端)。

[0103] 如图27-29所示,在一些情况下,当致动器270处于最远侧位置时,导管260可以处于第二位置。以这种方式,导管260的远侧表面以超出导管260的远侧表面一预定距离定位在静脉内。在一些情况下,将导管260的远侧表面放置成与PIV的远侧表面相距该预定和/或期望距离例如可以将导管260的远侧表面放置在基本上没有围绕PIV的远端部分的废组织(例如,纤维蛋白/血凝块)的静脉内的适当位置上。

[0104] 在一些情况下,留置PIV可以基本上阻塞PIV所在的静脉的至少一部分。这样,PIV通常适合于输送液体而不是抽吸血液。然而,静脉系统是电容系统,因此重新路由血液流通过不同静脉(例如,在梗塞或大致梗塞周围形成旁路)。此外,替代的静脉结构通常重新连接在其中PIV被布置在PIV下游的给定距离处的静脉,因此输送至少部分将流过PIV所在的静脉的血液流。类似地,静脉通常具有许多与其联接的分支血管,其类似地将血液流输送到PIV所在的静脉。

[0105] 这样,在一些情况下,导管260的远侧表面和PIV的远侧表面之间的预定和/或期望距离可足以在一条或多条分支血管的下游使导管260的远侧表面与PIV所在的静脉流体连通。换句话说,导管260的远侧表面可以延伸超出导管260的远侧表面,使得当导管260处于第二位置上时将至少一条分支血管布置在导管260的远侧表面与PIV的远侧表面之间。因此,在导管260的内腔263延伸穿过导管260的近端部分261和远端部分262的情况下,将导管260的远侧表面放置在距PIV的远侧表面一预定和/或期望距离处使得导管260的内腔263与静脉接纳基本上无阻碍或不受限制的血液流(例如,不受PIV和/或与PIV的留置相关联的废组织阻碍)的一部分流体连通。

[0106] 在一些情况下,例如,预定和/或期望距离可以介于约0.0毫米(例如,远端表面是齐平的)与约100毫米(mm)之间。在其他实施例中,预定和/或期望距离可以介于约10mm与约90mm之间,介于约20mm与约80mm之间,介于约30mm与约70mm之间,介于约30mm与约60mm之间,介于约40mm与约50mm之间,或介于它们之间的任何其他合适的范围或子范围之间。在一些实施例中,例如,输送装置200可以被构造成使得致动器270可沿着导引器210移动约95mm(例如,输送装置200具有95mm的行程)以将导管260的远侧表面定位在超出输送装置200所联接到的PIV的远端表面之外约40mm处。在其他实施例中,例如,输送装置200可以具有47mm的行程,其将导管260的远侧表面定位在超出输送装置200所联接到的PIV的远侧表面约20mm处。在其他实施例中,输送装置200可以具有任何合适的行程长度,以将导管260的远侧表面定位在距PIV的远侧表面的该预定和/或期望距离处。

[0107] 虽然上面将预定距离和/或期望距离描述为正距离,即,导管260的远侧表面远离PIV的远侧表面,但在其他实施例中,预定和/或期望距离可以与相对于PIV的远侧表面处于近侧位置的导管260的远侧表面相关联(例如负距离)。例如,在一些情况下,预定和/或期望距离可以介于约0.0mm(例如,远端表面是齐平的)与约-50mm之间,介于约-10mm与约-40mm之间,介于约-20mm与约-30mm之间,或介于在它们之间的任何其他合适的范围或子范围之

间。在一些情况下,预定和/或期望距离可小于-50mm(例如,导管260的远侧表面邻近PIV的远侧表面大于50mm)。在一些情况下,导管260可以放置在第二位置,使得导管260的远端部分262保持在PIV内,位于远离例如纽结等的位置上。例如,在一些情况下,留置PIV可以具有一个或多个扭结部分,诸如PIV中外周静脉注射导管联接到毂的一部分。在这种情况下,预定和/或期望距离可以使得导管260的远侧表面远离PIV中形成扭结的那部分(例如,外周静脉注射导管联接到毂的那部分)。在一些这样的情况下,使导管260的远侧表面远离PIV的扭结部分但保持在PIV内可以导致流体流动路径充分不受限制以允许血液通过导管260抽吸。

[0108] 在导管260处于第二位置的情况下(例如,在输送装置200处于图25和26或图27-29中示出的第二构造的情况下),使用者可以在流体贮存器、流体源、注射器等与导管260之间建立流体连通。例如,如上所述,在一些实施例中,使用者可以将辅助导管265的联接器269物理地和流体地联接到流体贮存器、流体源、注射器等。虽然被描述为在将导管260放置在第二位置之后在导管260与流体贮存器或流体源之间建立流体连通,但在其他实施例中,使用者可以在使致动器270相对于导引器210移动之前在导管260与流体贮存器或流体源之间建立流体连通。然后,在导管260与流体贮存器和/或流体源流体连通的情况下,输送装置200可以经由延伸穿过PIV并超出PIV的导管260从患者体内输出流体或将流体输送到患者体内。例如,在一些情况下,使用者可以将输送装置200物理地和流体地联接到流体贮存器、抽空容器、注射器等,然后可以至少部分地基于将导管260的远端表面布置在超出PIV远端表面预定和/或所需距离处来从静脉抽吸一定量的血液。

[0109] 在其他情况下,使用者可以将输送装置200物理地和流体地联接到流体源等,然后可以将一定量的流体从流体源输送到在静脉的一部分中,该一部分处于PIV下游的某一位置处,用于接纳基本上不受限制和/或不受约束的血液流。在一些情况下,例如,将导管260的远侧表面布置在超出PIV的远侧表面预定和/或期望距离处可以减少与输注腐蚀药物相关的潜在危害。例如,通过将导管260的远端表面定位在接纳血液流的静脉的一部分内(该一部分接纳受留置PIV抑制和/或约束),可以将腐蚀药物夹带在血液流中并输送到目标部位。这样,一定量的腐蚀药物不会保留在废组织内或布置在接纳少量血液流的静脉内的适当位置上。

[0110] 在一些情况下,一旦已经收集了期望量的血液和/或一旦将期望量的药物递送到患者体内,使用者就可以沿近侧方向移动致动器270,从而将输送装置200放置成第三(使用)构造。在第三种构造中,导管260可以被布置在导引器210内(例如,远离密封件等)并且在其中被隔离。例如,在一些实施例中,致动器270可以放置在其最近位置,其中导管260处于第一位置。此外,一旦致动器270和导管260处于期望位置,使用者例如可以操纵开口217内的辅助导管265,使得限定开口217的较小部分的导引器210的表面接触并且夹持辅助导管265。这样,辅助导管265的内腔268可以基本上被阻塞、梗塞、堵塞、挤压等,以限制和/或基本上阻止流体从中流过。在一些情况下,例如如所描述那样夹持辅助导管265可以减少和/或基本上防止流体通过辅助导管265泄漏。然后,在一些情况下,输送装置200可以与流体贮存器、流体源、注射器等分离并且安全地丢弃。

[0111] 图30是示出根据一个实施例的使用流体输送装置通过外周静脉注射管线传输流体的方法10的流程图。该方法包括将流体输送装置的锁定器联接到留置外周静脉注射管线(PIV)(步骤11)。流体输送装置可以是构造适合于通过PIV的流体输送的任何合适的装置。

例如,在该实施例中,流体输送装置可以基本上类似于上面参考图3-29所描述的流体输送装置200。这样,流体输送装置包括联接到锁定器的导引器、可移动地被布置在导引器中的导管以及联接到导管并与导引器的外表面接触的致动器。在一些实施例中,导引器包括共同形成导引器的第一构件和第二构件。在这样的实施例中,第二构件可以具有外表面,该外表面限定一组肋状物等,如上面参考图7-12中的第二构件230所述。以这种方式,致动器可以与由导引器的第二构件形成的肋状物接触。此外,如上面参考输送装置200所述,导引器可以限定具有曲折横截面形状的内部空间,该曲折横截面形状被构造成至少部分地将布置在内部空间中的导管与导引器外部的空间隔离。

[0112] 在锁定器联接到PIV(和/或联接到PIV的适配器)的情况下,致动器相对于导引器移动以使导管从第一位置朝向第二位置推进,在该第一位置上该导管被布置在至少一个内由导引器或所述锁定器限定的内部空间中,而在该第二位置上该导管的至少一部分被布置在PIV的至少一部分之外(步骤12)。以这种方式,导管例如可以沿远侧方向推进。在一些实施例中,锁定器可以包括内表面,该内表面限定内腔,该内腔被构造成在导管朝向第二位置移动时接纳导管。在一些实施例中,当导管沿远侧方向朝向第二位置移动时,锁定器的内表面可以接触、支撑和/或引导导管。

[0113] 如上文在一些实施例中参考输送装置200所述,致动器和导引器的布置使得致动器相对于导引器推进使得致动器的一部分沿着由导引器的外表面形成的肋状物推进。在一些实施例中,沿着肋状物移动致动器可以产生致动器的振动,这又可以产生例如触觉、触感和/或听觉输出。因此,向使用者提供一种指示,该指示与导管的远端部分在致动器将该导管从第一位置朝向第二位置移动时的位置相关联(步骤13)。例如,在一些实施例中,致动器和该组肋状物可以共同产生“咔哒”声、触觉振动等。在一些实施例中,导引器可以包括标记等,其可向使用者指示导管的远端部分的相对位置。在其他实施例中,致动器已经由于沿肋状物移动而引起的振动的次数可以与导管的远端部分的相对位置相关联和/或提供导管的远端部分的相对位置。

[0114] 至少部分地基于该指示,将导管放置在第二位置,使得导管的远端部分被布置在超出PIV的至少一部分的预定和/或期望距离处(例如,超出PIV的远端表面)(步骤14)。例如,在将致动器移动导引器的长度的至少一部分之后,可将导管放置在第二位置上。在一些实施例中,当致动器放置在最远侧位置时,导管可以被布置在第二位置。如上面参考输送装置200所述,在一些情况下,超出PIV的该部分的预定和/或期望距离可以将导管的远侧表面定位在基本上没有围绕PIV的远端部分的废组织(例如纤维蛋白/血凝块)的静脉的一部分内。类似地,在一些情况下,将导管的远端部分布置在距离例如PIV的远端部分的该预定和/或期望距离处可以使导管的内腔与静脉的一部分流体连通,静脉的该一部分接纳基本上无阻碍或不受约束的血液流(例如,不受PIV和/或与PIV的留置相关的废组织阻碍),如上面详细描述那样。以这种方式,使用者可以将输送装置联接到流体贮存器和/或流体源,以分别从患者体内输出流体和/或将流体输送到患者体内。

[0115] 虽然未在图1和图2中参考输送装置100或在图3-29中参考输送装置200进行示出,但输送装置100和200可以联接到任何合适的外周静脉注射管线(PIV)。在一些情况下,使用PIV可以包括将PIV联接到IV扩展套件和/或适配器(例如,单端口适配器、Y形适配器、T形适配器等)。因此,虽然本文将传送装置100和200描述为联接到PIV,但应当理解,传送装置100

和200可以基于情况和/或构造联接到PIV或联接到其的适配器。输送装置100和200可以构造成联接到任何合适的市售PIV、适配器和/或扩展套件。例如,虽然以上将锁定器240的第一臂243和第二臂250示出(例如,在图13和图14中)并且描述为具有给定的形状和/或构造,但在其他实施例中,锁定器可以包括这样的第一臂和第二臂,其具有可以允许将锁定器联接到各种PIV、适配器和/或扩展套件的尺寸、形状和/或构造。举例来说,在一些实施例中,锁定器的臂可以是圆形的、弯曲的、屈曲的、加宽的等,以允许锁定器接纳任何合适的PIV、适配器和/或扩展套件的一部分。在一些实施例中,锁定器240的臂243和250的布置可允许锁定器240在联接到其上时围绕任何合适的PIV、适配器和/或扩展套件旋转大致360°。此外,虽然上文将长鼻242示出并描述为具有特定尺寸和/或形状,但在其他实施例中,锁定器可以包括具有任何合适长度(例如,比长鼻242更长或更短)、宽度(例如,比长鼻242更宽或更窄)、和/或形状(例如,弯曲的、锥形的、喇叭形的等)的长鼻。在一些实施例中,长鼻可以具有表面光洁度或特征,例如一条或多条螺纹、起伏(例如,螺旋起伏)、肋状物、凹槽等。

[0116] 本文所描述的实施例可以用于通过经由留置PIV进入静脉来从患者体内输出流体或向患者体内输送流体。如上所述,例如,可以操纵输送装置100和/或200来将导管的远侧表面放置在距PIV的远侧表面预定和/或期望距离处。在一些情况下,本文所描述的实施例允许有效抽血,同时保持样本的完整性。在提取血液时,输送装置100和/或200可以被构造为分别通过输送装置100和/或200接纳和/或产生基本上层流(例如,非湍流或低湍流)的血液流,以在血液分别流过输送装置100和/或200时,减少和/或基本上阻止血液的溶血。

[0117] 虽然本文所描述的实施例可以以各种环境(ER、住院等)下使用,但作为示例提供了从患者体内抽取样本量的血液的以下场景。在一些情况下,例如,按照标准指南将外周静脉注射管线和/或导管(PIV)插入患者的静脉中并附接扩展套件和/或适配器。PIV可以长时间保持在静脉内,并且可以提供进入静脉的通路,用于将流体(例如,盐水、血液、药物化合物等)输送至患者体内。当抽取血液时,使用者(例如,护士、医生、抽血者等)可以停止向患者输送流体,如果它正在输送流体,则持续约1-5分钟以允许液体从抽血部位分散。为了抽取血液样本,使用者将输送装置(例如,输送装置100和/或200)附接到扩展套件和/或适配器的端口和/或合适部分,并将输送装置从第一构造(例如,贮存构造)转变到第二构造,在该第二构造下包括在输送装置中的导管的一部分延伸穿过外周IV并进入静脉中。

[0118] 如上面参考输送装置200详细描述那样,当输送装置处于第二构造以使得导管与接纳无阻碍和/或不受抑制的血液流的静脉的一部分流体连通时,可以将导管的一端部布置在距PIV的一端预定和/或期望距离处。例如,导管的该端可以处于相对于PIV的该端部的远侧位置,并且至少一条分支血管、阀等与静脉流体连通。一旦导管处于期望位置,使用者就可以将一个或多个负压收集容器、管子和/或注射器附接到输送装置以提取一定量的血液。在一些情况下,该血液量可以是第一血液量,其可以被丢弃和/或至少临时贮存以与随后的血液样本量分开(例如,通常约1-3毫升(mL),但可多达8-10毫升的血液量可以是“废物”或“预样本”量)。在一些情况下,废物量可以包括污染物、非分散的残余流体等。在废物量集中之后,使用者可以将一个或多个负压容器(例如,样本容器)联接到输送装置以收集所需的血液样本量。一旦收集了样本量,传送设备就可以从第二构造转变到第一构造和/或第三构造(例如,“已使用”构造)。然后,输送装置可以与扩展套件和/或适配器分离并被安全地丢弃。在一些情况下,在收集样本量之后但在将输送装置从第二构造转变之前,例如可

以将废物或预样本量重新注入静脉。

[0119] 在一些情况下,本文所述的输送装置可以在一个或多个制造过程期间组装并以预组装构造包装。例如,在一些情况下,可以通过下列步骤来组装输送装置200:将导管260和辅助导管265联接到致动器270;将导管260、辅助导管265和致动器270相对于导引器210的第一构件220或第二构件230定位;联接第一构件220和第二构件230以形成导引器210,其中致动器270以及导管260和辅助导管265的至少一部分被布置在导引器210的内部空间213中;并且将锁定器240联接到导引器210。在一些情况下,输送装置200的组装可以在基本上无菌的环境(例如环氧乙烷环境等)中进行。在其他实施例中,本文所描述的输送装置可以以非组装构造包装(例如,使用者可以打开包装并组装组件以形成输送装置)。输送装置的组件可以包装在一起或单独包装。在一些实施例中,输送装置可以与例如PIV、扩展套件、Y形适配器或T形适配器和/或任何其他合适的组件包装在一起。

[0120] 虽然上面已经描述了各种实施例,但应该理解,它们仅以示例而不是限制的方式呈现。在上面描述的示意图和/或实施例指示以某些取向或位置布置的某些组件的情况下,可以修改组件的布置。虽然已经将各种实施例描述为具有特定特征和/或组件的组合,但其他实施例也可以具有来自如上所述的任何实施例的任何特征和/或组件的组合。

[0121] 虽然已经具体示出和描述了实施例,但应该理解,可以在形式和细节上进行各种改变。例如,虽然上文将输送装置200示出并描述为包括导管260和辅助导管265,其中每个导管260和辅助导管265联接到致动器270,但在其他实施例中,输送装置200可以包括单个导管(例如,导管260)。例如,在一些实施例中,致动器270的至少第二部分275可以构造成在打开构造和闭合构造之间转变。在这样的实施例中,当第二部分275处于打开构造时,导管260可以相对于第二部分275放置在期望的位置。然后,第二部分275可以从打开构造转变到闭合构造,以将导管260的至少一部分保留在由第二部分275限定的开口276内。在这样的实施例中,第二部分275和导管260布置在开口276中的那部分可以形成摩擦配合,以可操作来将导管260保留在相对于致动器270的固定位置。此外,在致动器270的第二部分275和导管260之间限定的摩擦配合可以将导管260的远离致动器270的那部分与导管260的靠近致动器270的那部分隔离。因此,导管260的靠近致动器270的那部分可以延伸穿过开口217并且至少部分地处于导引器210外部,而不会污染导管260的远离致动器270的那部分。

[0122] 可以修改本文示出和描述的实施例的任何方面和/或特征以影响输送装置的性能。例如,导引器210的该组肋状物236中的肋状物和致动器270的凸片273可以具有任何合适的形状、尺寸,构造和/或布置,以产生与致动器270相对于导引器210的移动相关联的所需特征集,如上所述。作为另一个例子,输送装置100和/或200的任何组件可以由可以产生该组件的所需硬度和/或刚度的任何合适材料形成。例如,在一些实施例中,至少锁定器240的长鼻242可以由基本上刚性的材料(例如金属或硬塑料)形成。在这样的实施例中,当长鼻242至少部分地被布置在其中时,用基本上刚性的材料形成至少长鼻242可以增加由长鼻242提供给PIV的结构支撑。类似地,当导管260移动通过其时,长鼻242可以为导管260提供支撑和/或引导导管260。

[0123] 在上述方法和/或示意图指示以特定顺序发生的某些事件和/或流动模式的情况下,可以修改某些事件和/或流动模式的排序。另外,在可能的情况下,可以以并行过程同时执行某些事件,也可以顺序地执行某些事件。

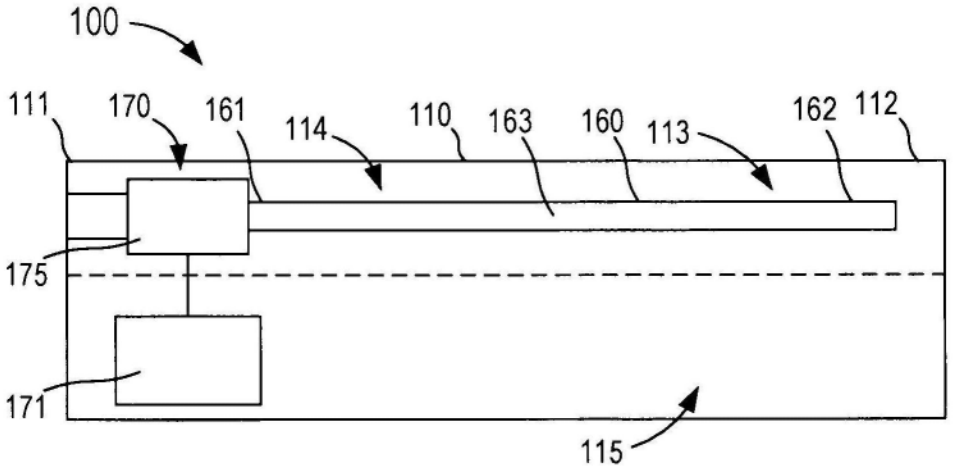

100
111
170
161
114
110
163
160
113
162
112
175
171
115

图1

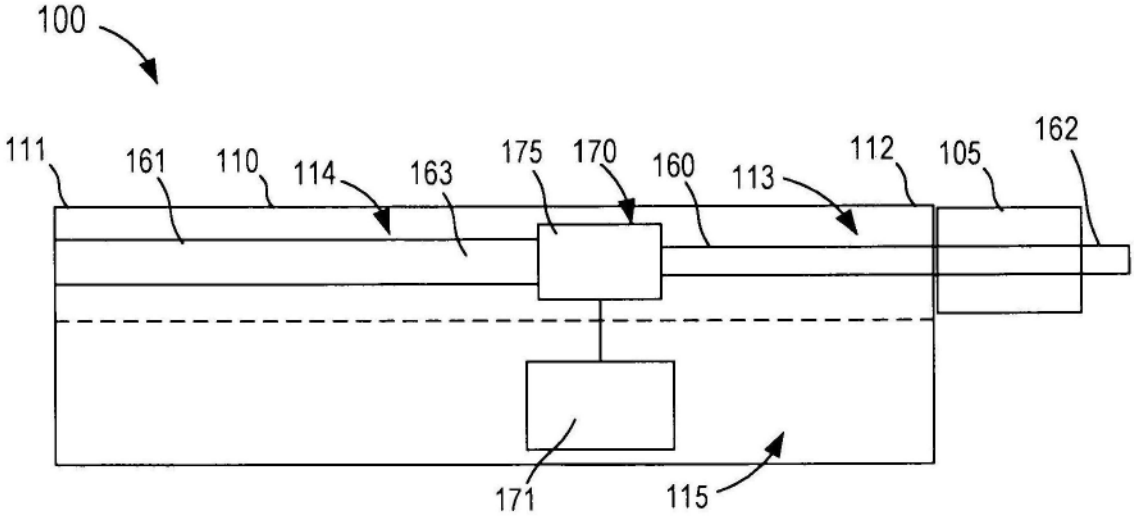

100
111
161
110
114
163
175
170
160
113
112
105
162
171
115

图2

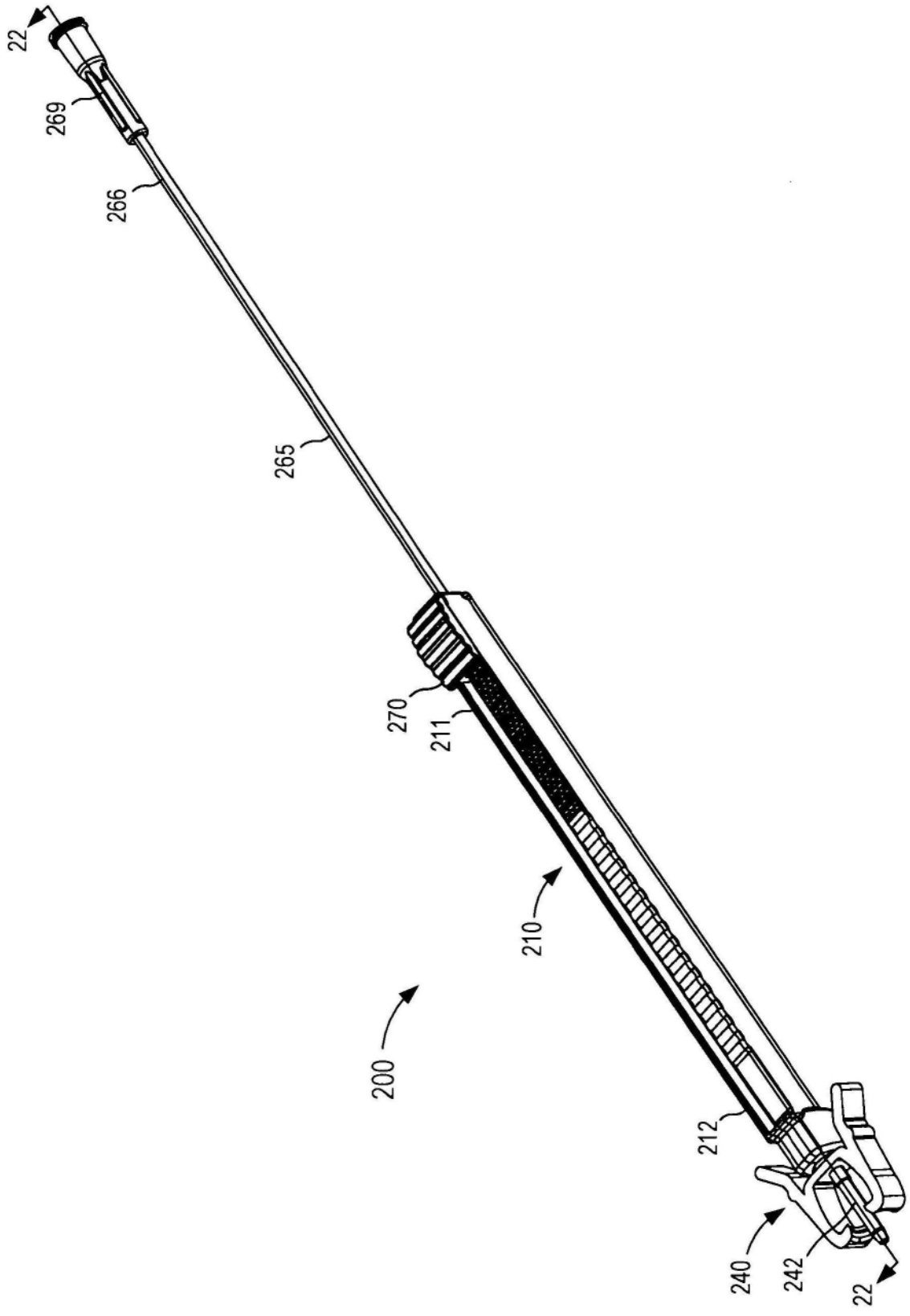


图3

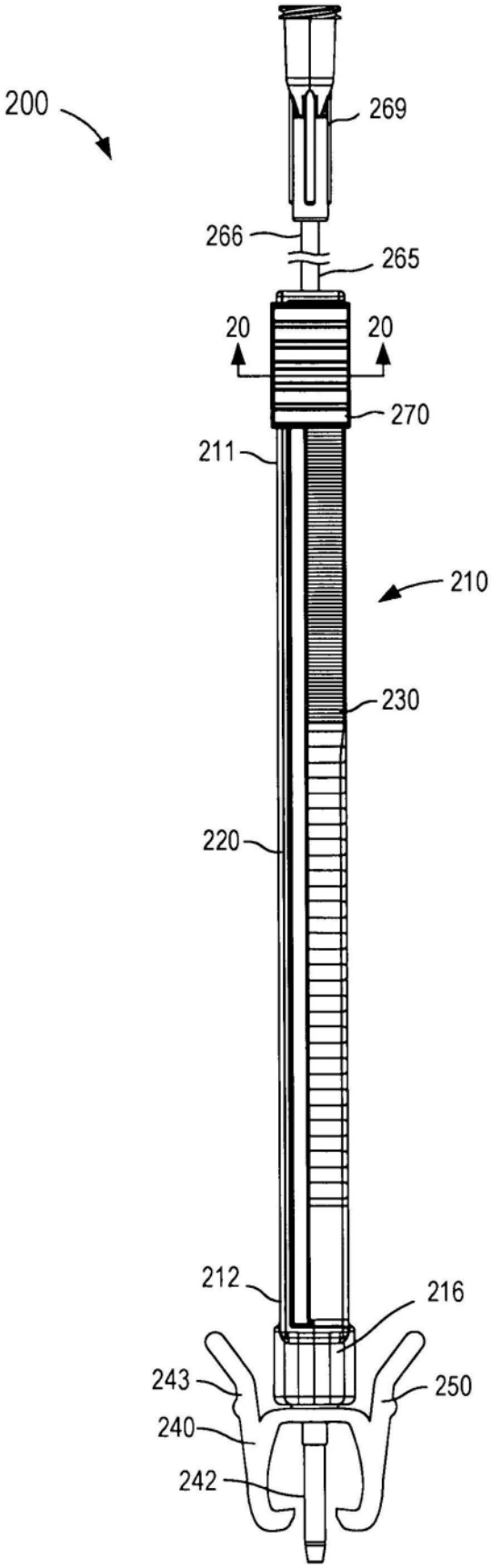


图4

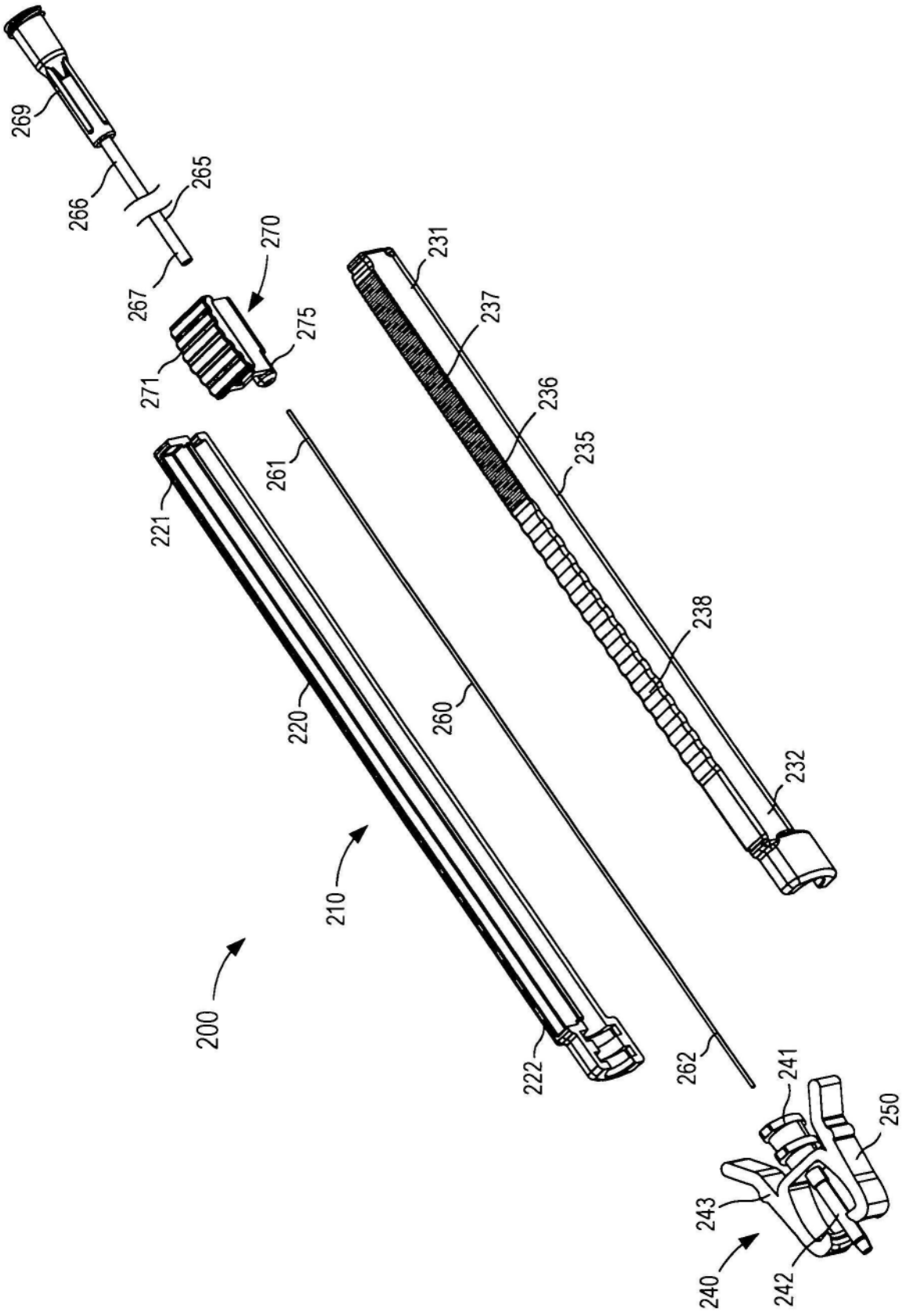

269
266
265
267
270
271
275
231
237
236
235
238
232
261
221
220
260
210
200
222
262
241
250
243
240
242

图5

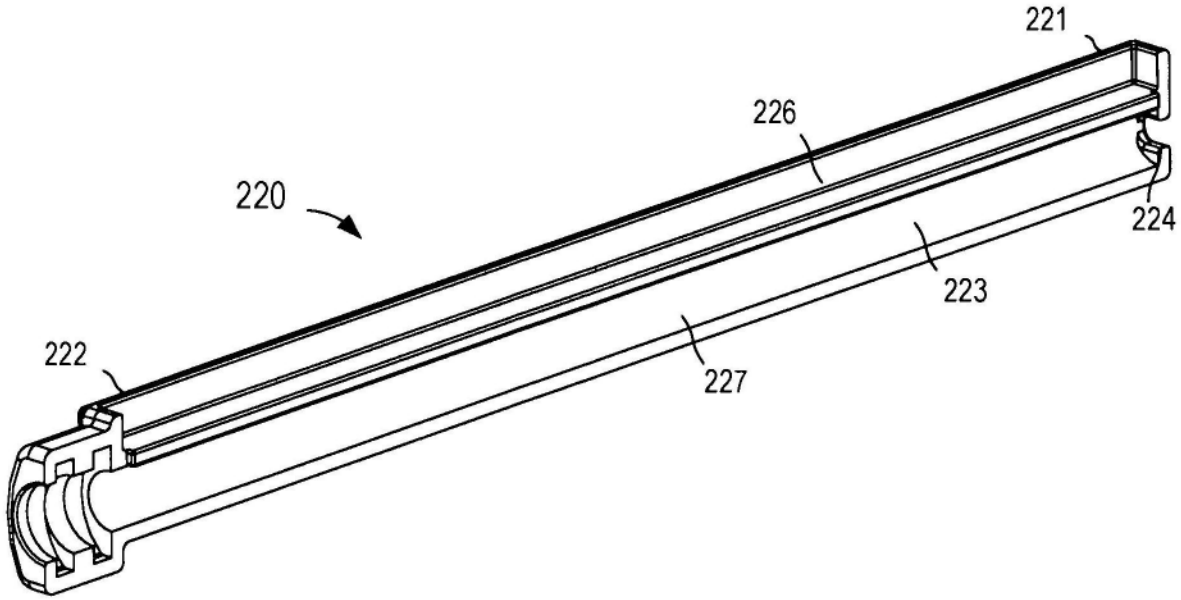


图6

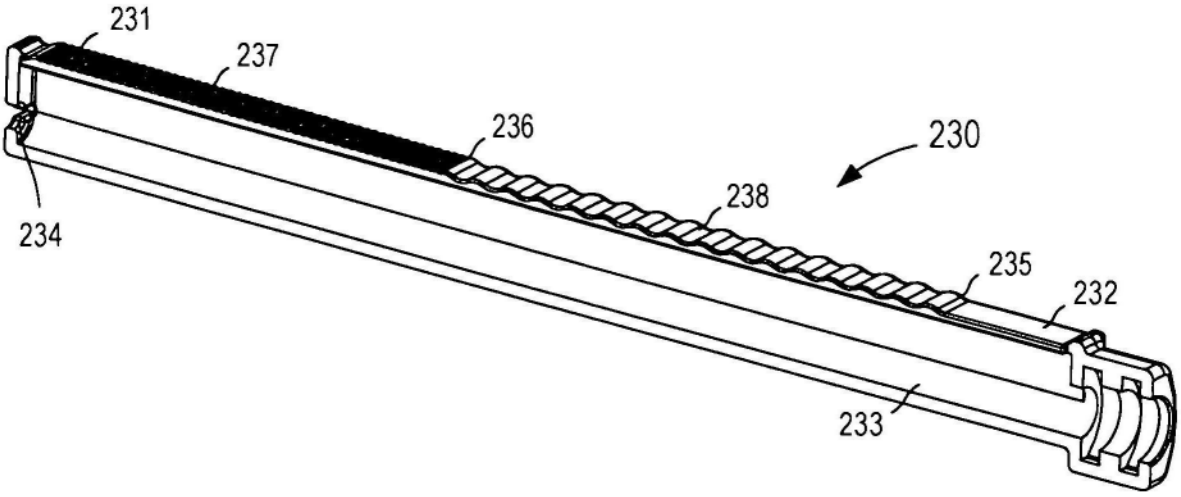


图7

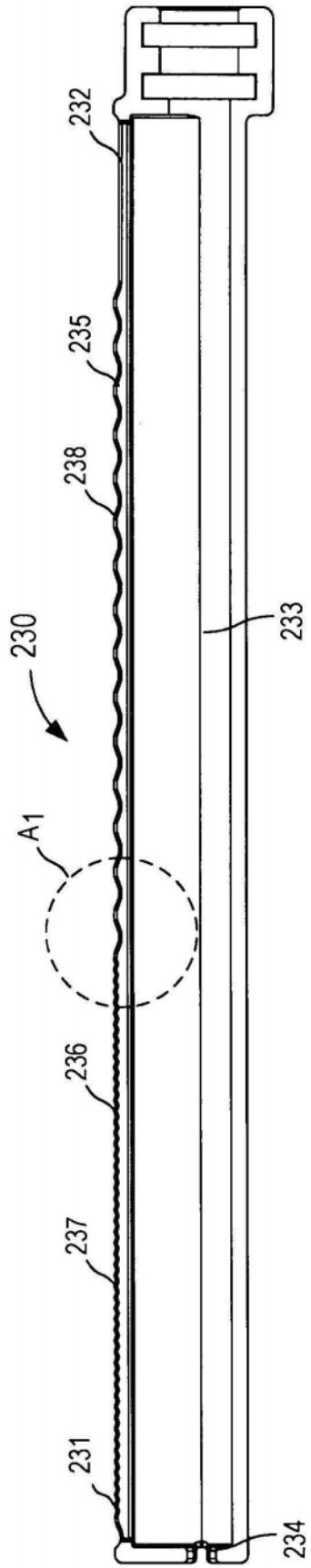


图8

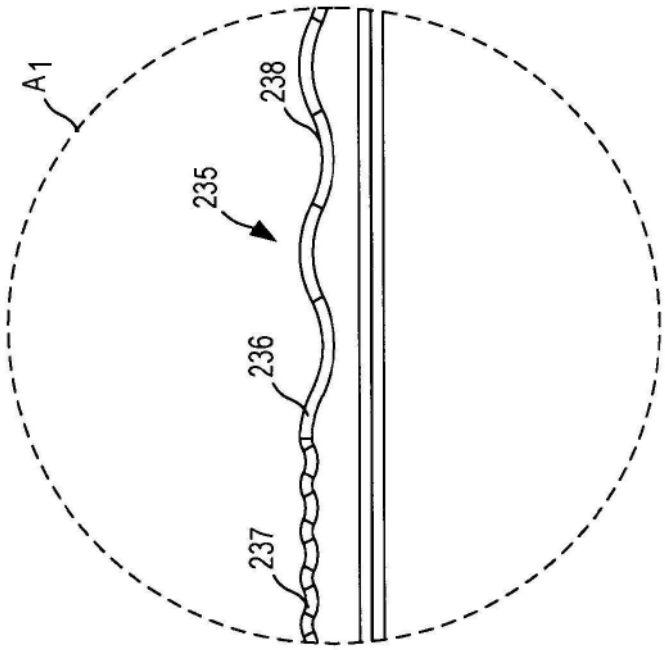


图9

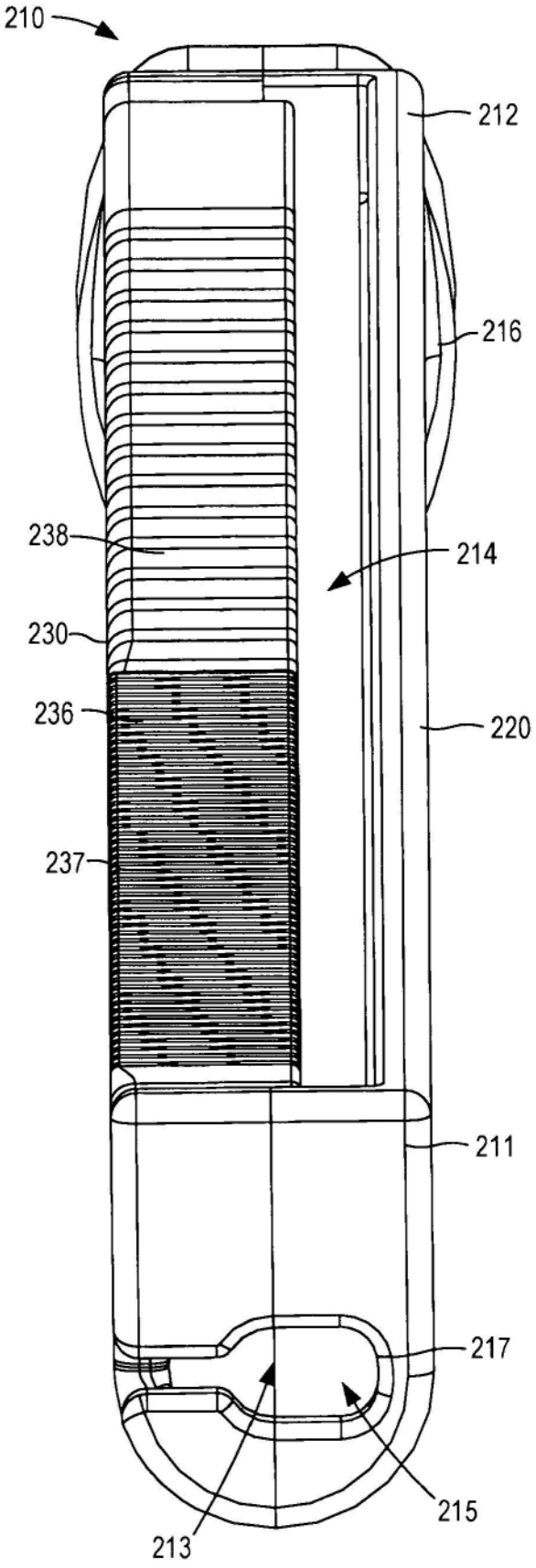


图10

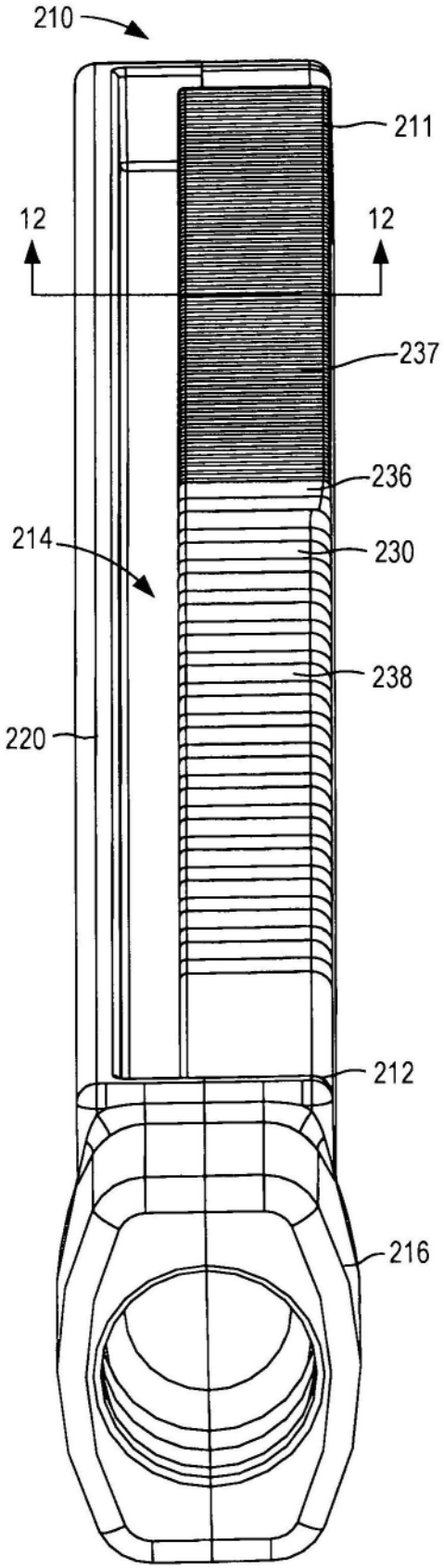


图11

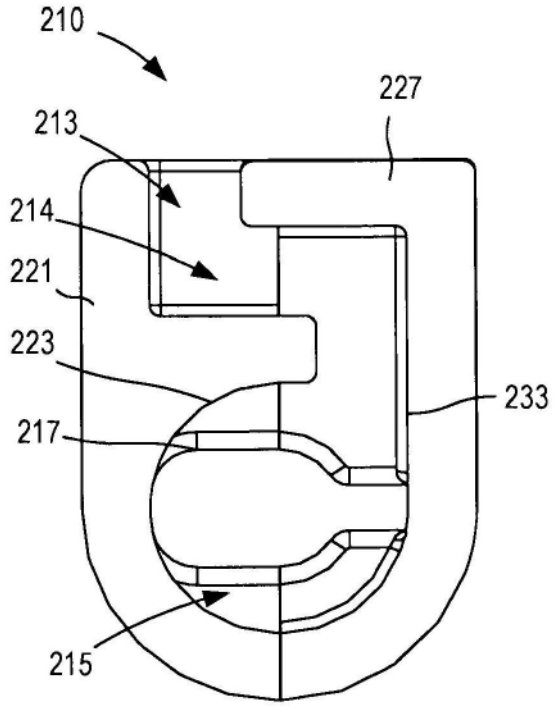


图12

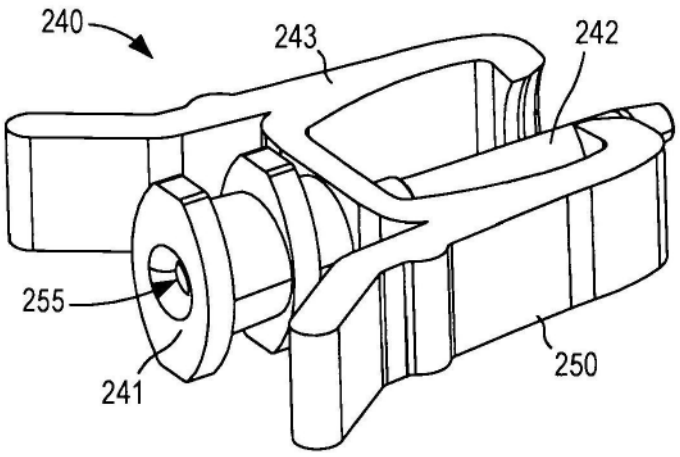


图13

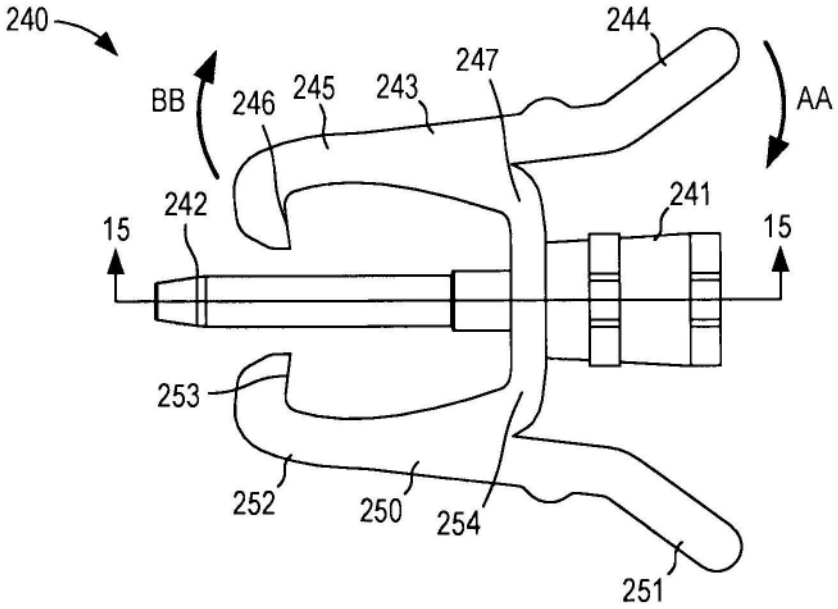

240
244
247
BB
246
245
243
AA
241
242
15
15
253
252
250
254
251

图14

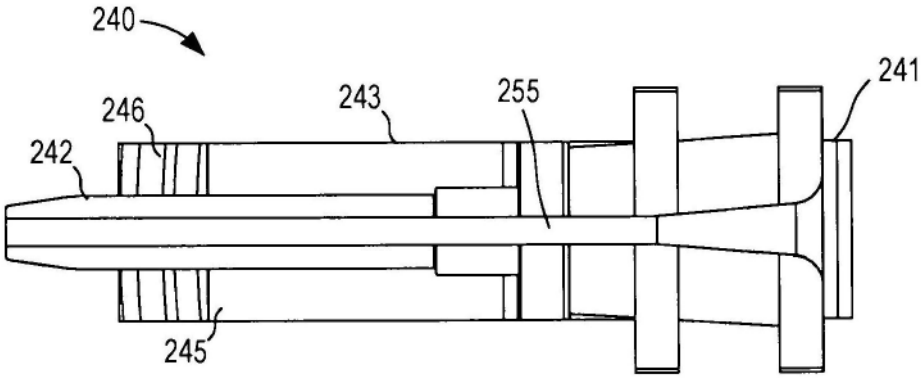

240
241
246
243
255
242
245

图15

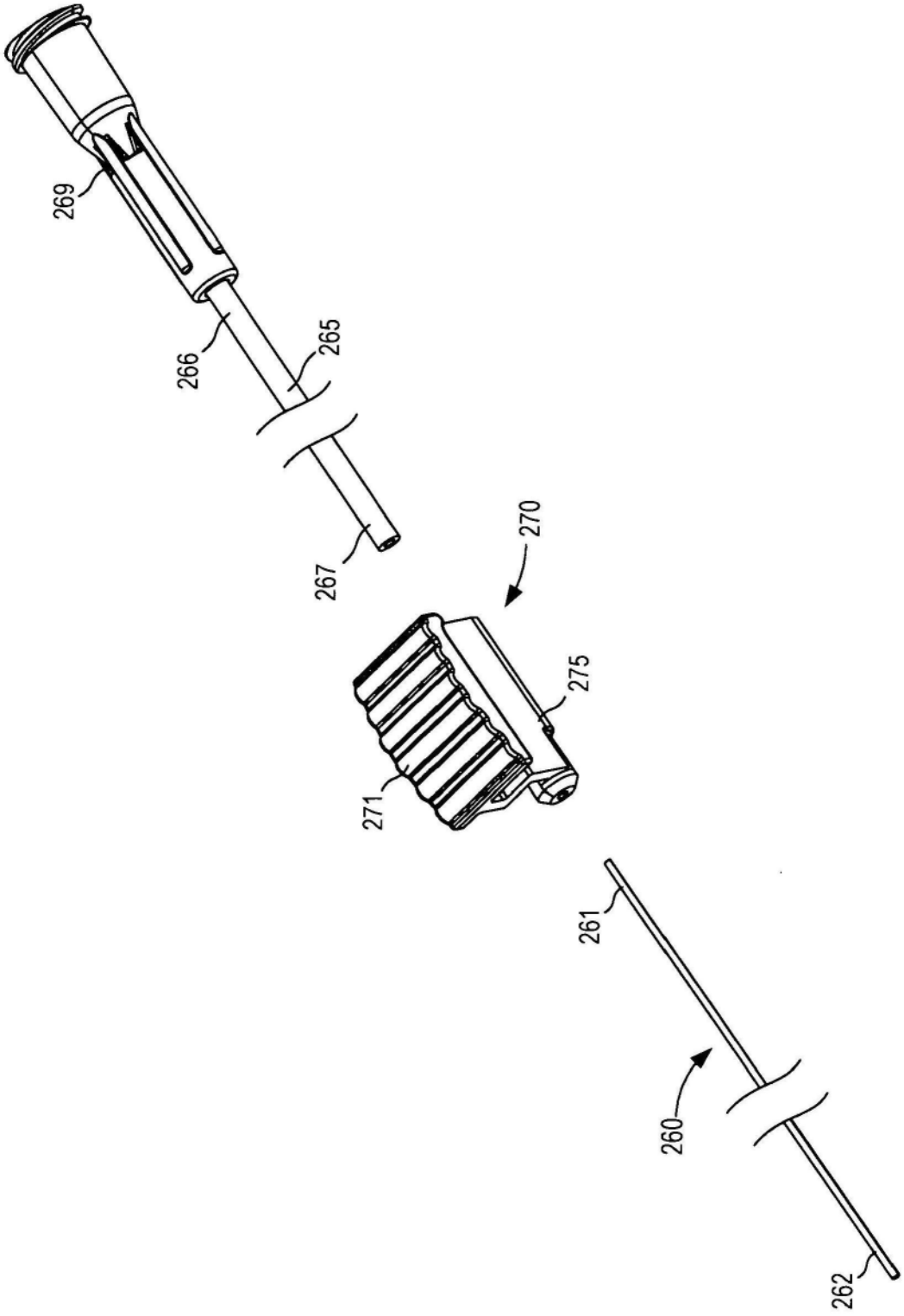


图16

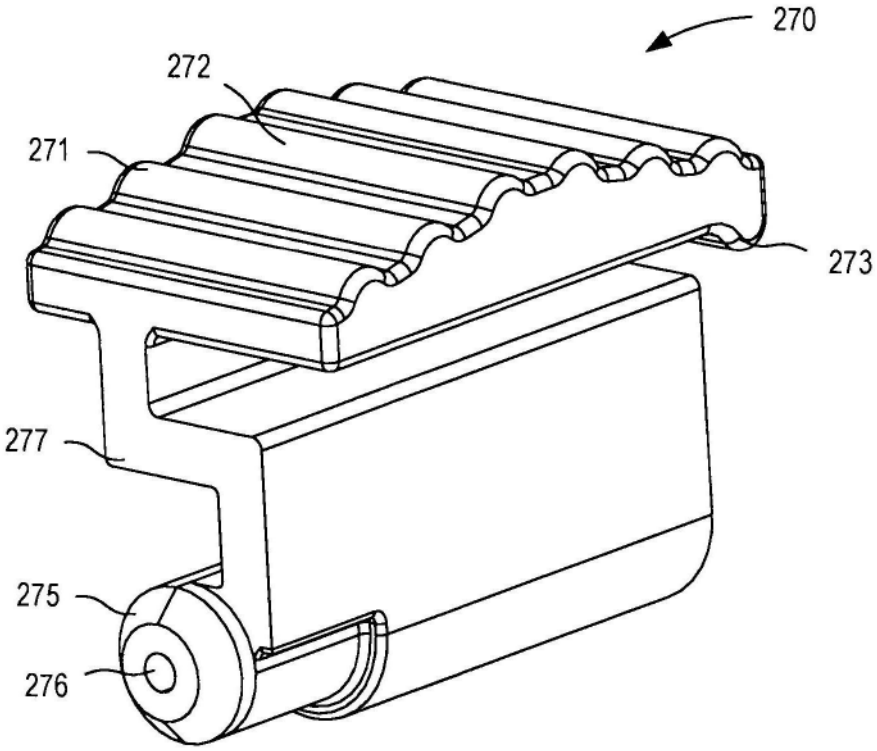


图17

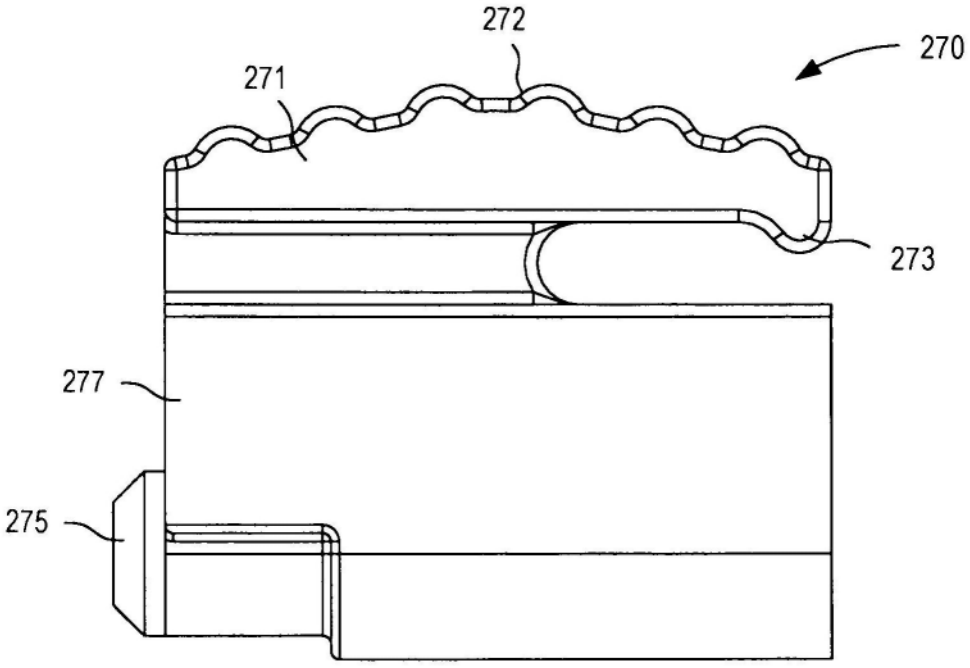


图18

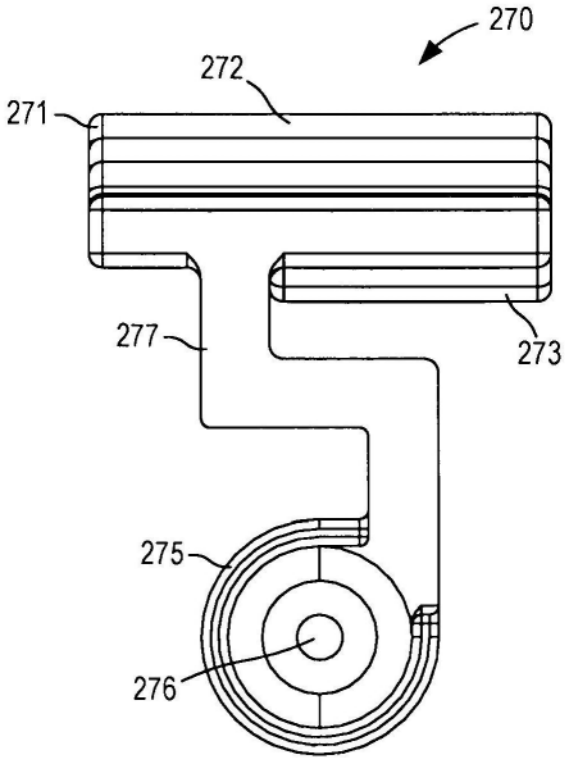

270
272
271
277
273
275
276

图19

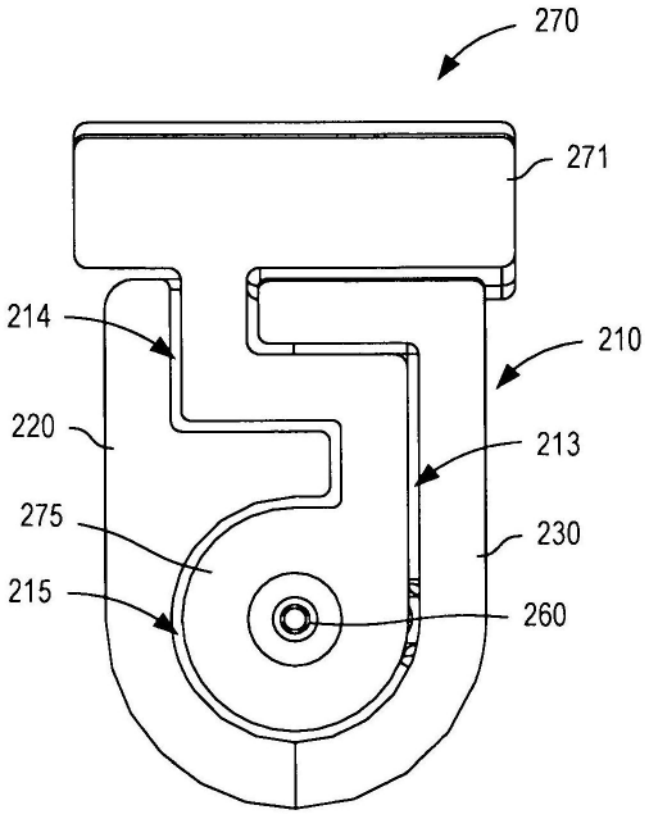

270
271
214
210
220
213
275
230
215
260

图20

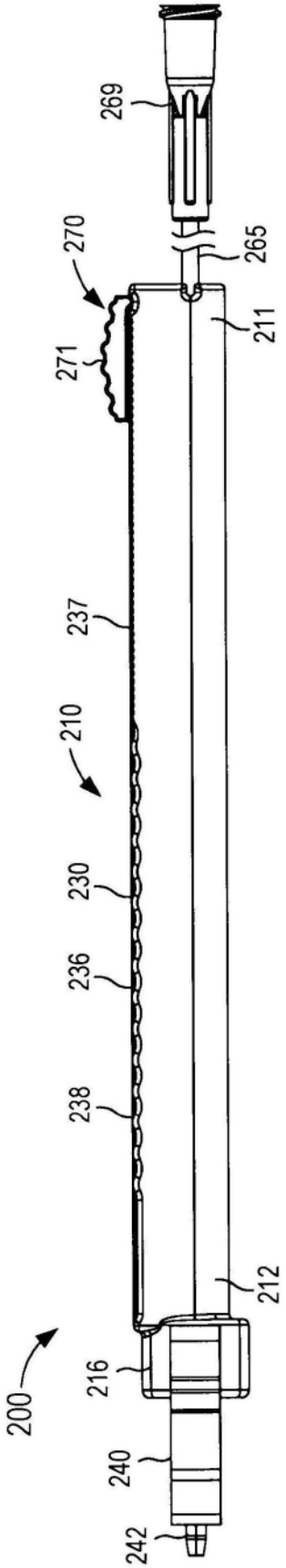


图21

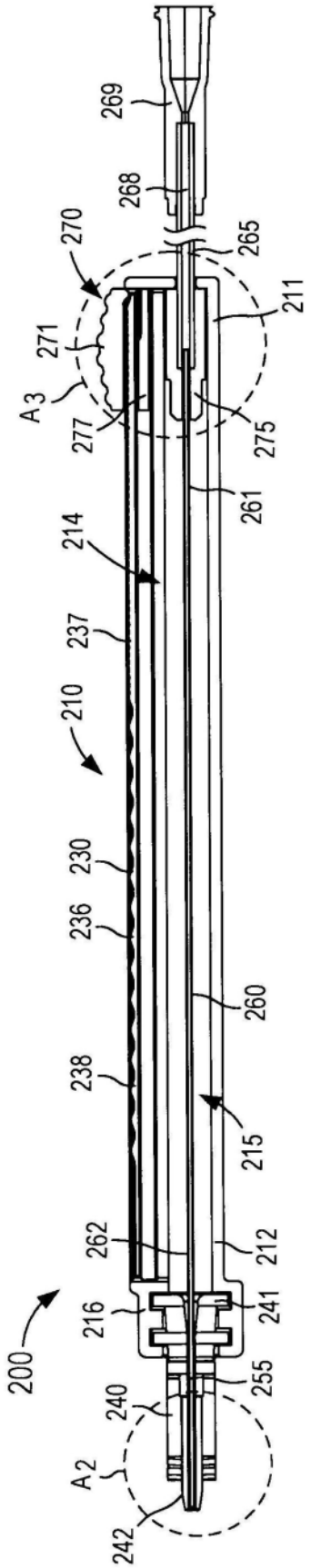

269
268
270
265
211
271
A3
277
275
261
214
237
210
230
236
260
238
215
262
212
216
241
200
255
240
A2
242

图22

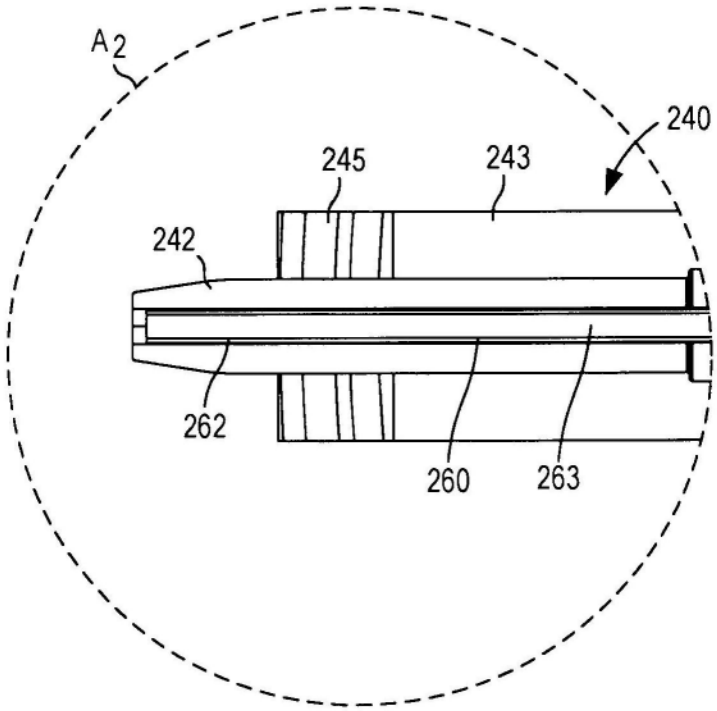

A2
240
245
243
242
262
260
263

图23

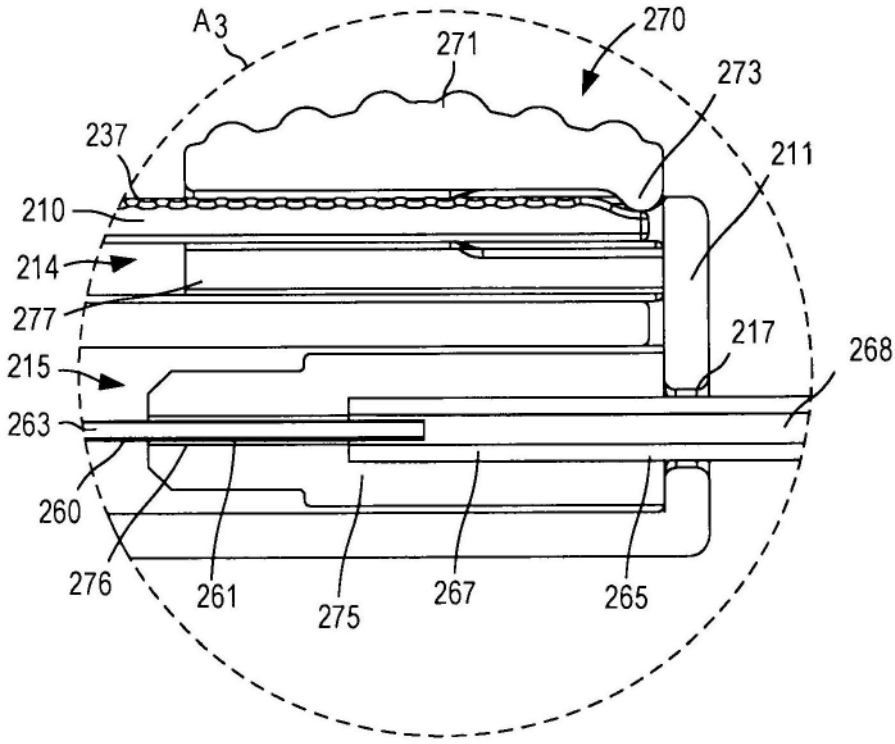

A3
270
271
273
237
211
210
214
277
217
268
215
263
260
276
261
275
267
265

图24

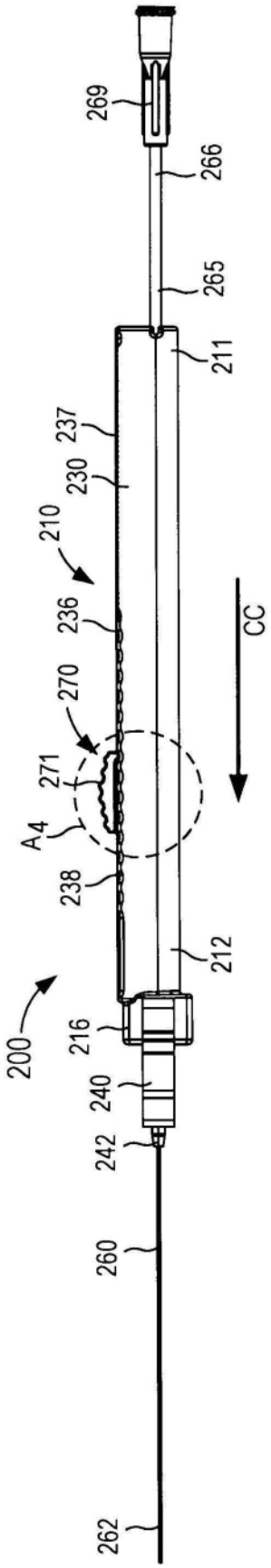

269
266
265
211
237
230
210
236
270
271
A4
238
212
200
216
240
242
260
262
CC

图25

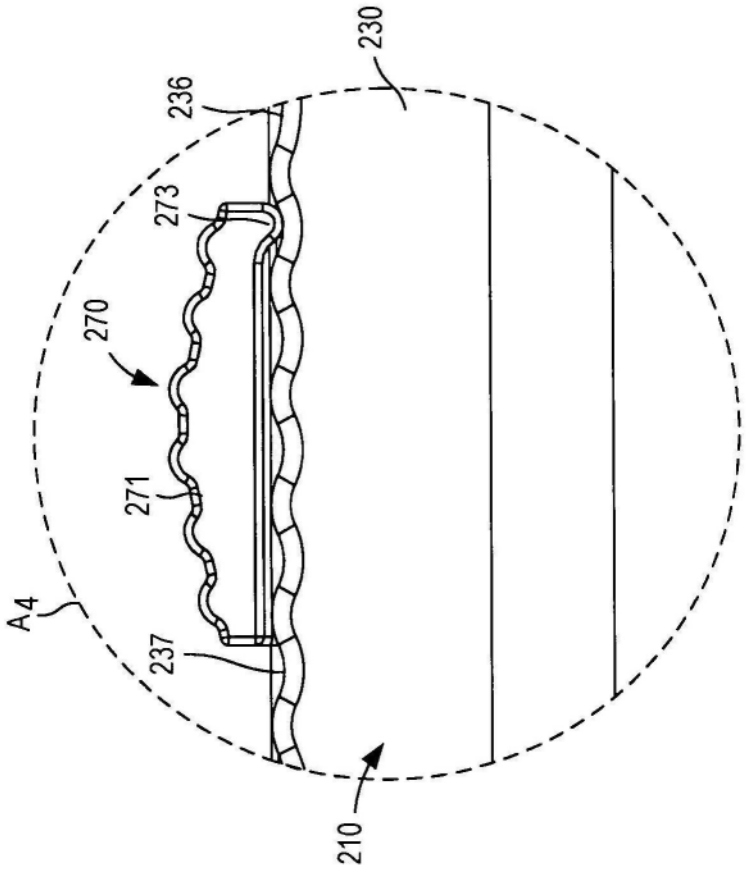


图26

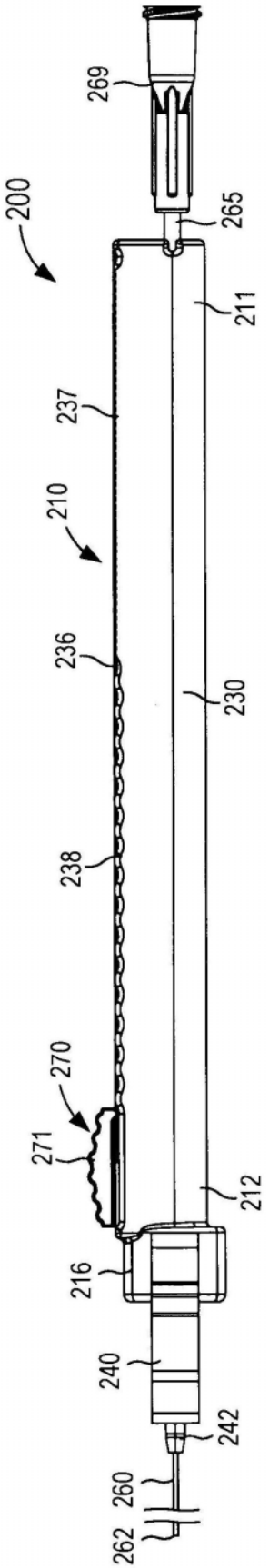

269
200
265
211
237
210
236
230
238
270
271
212
216
240
242
260
262

图27

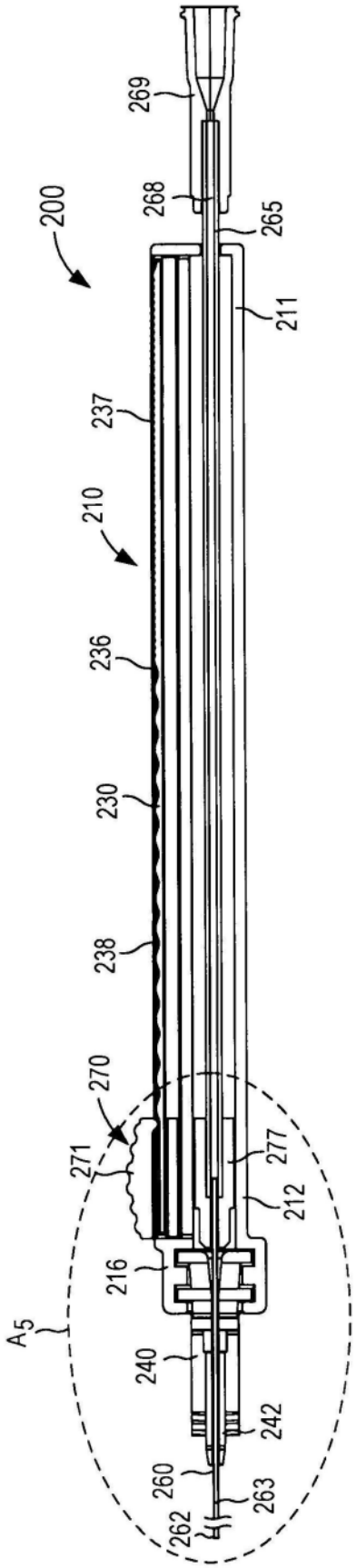

269
268
265
200
211
237
210
236
230
238
270
271
277
212
216
A5
240
242
260
263
262

图28

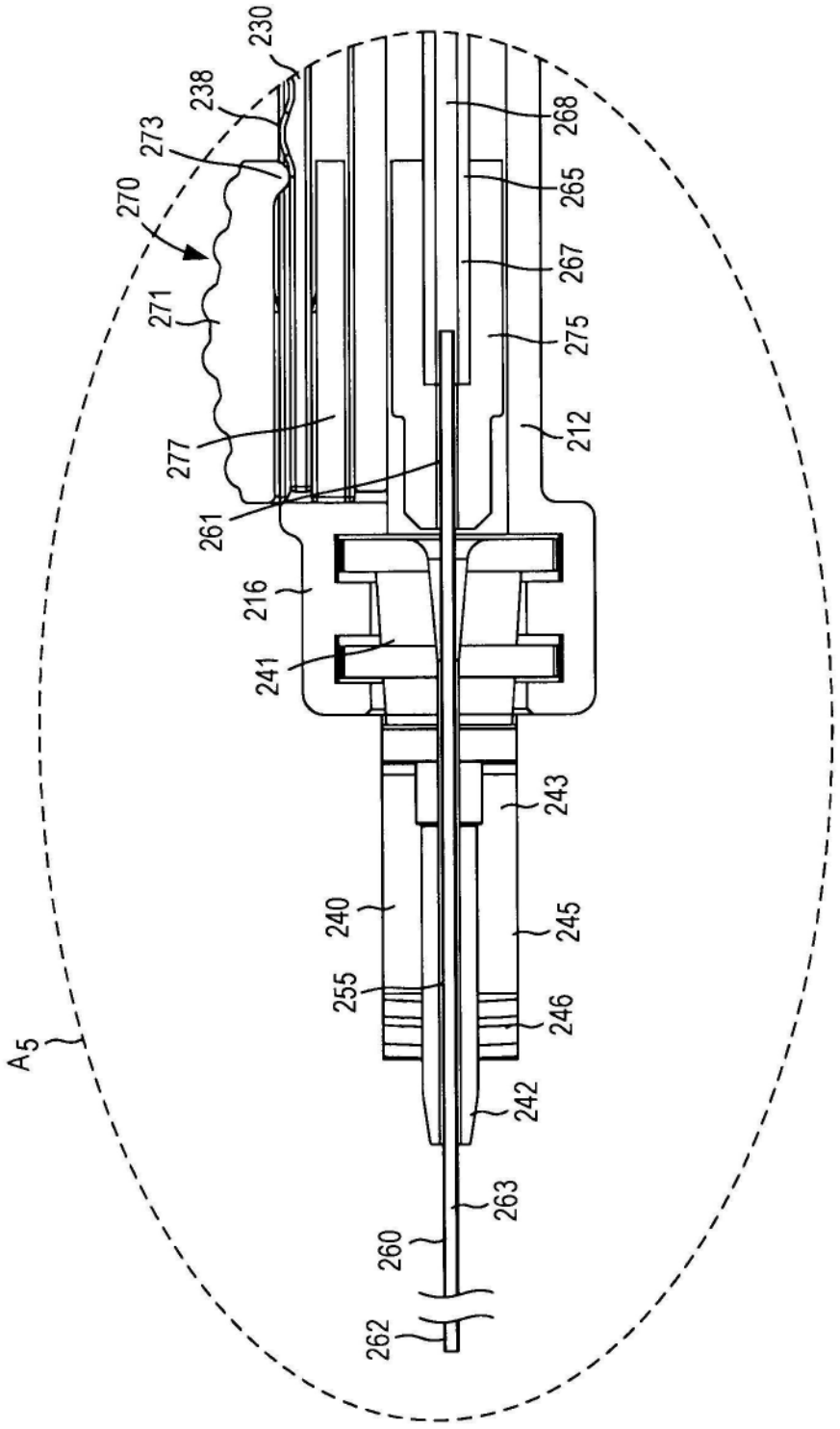

230
238
273
270
271
277
261
216
241
268
265
267
275
212
243
240
245
255
246
242
263
260
262
A5

图29

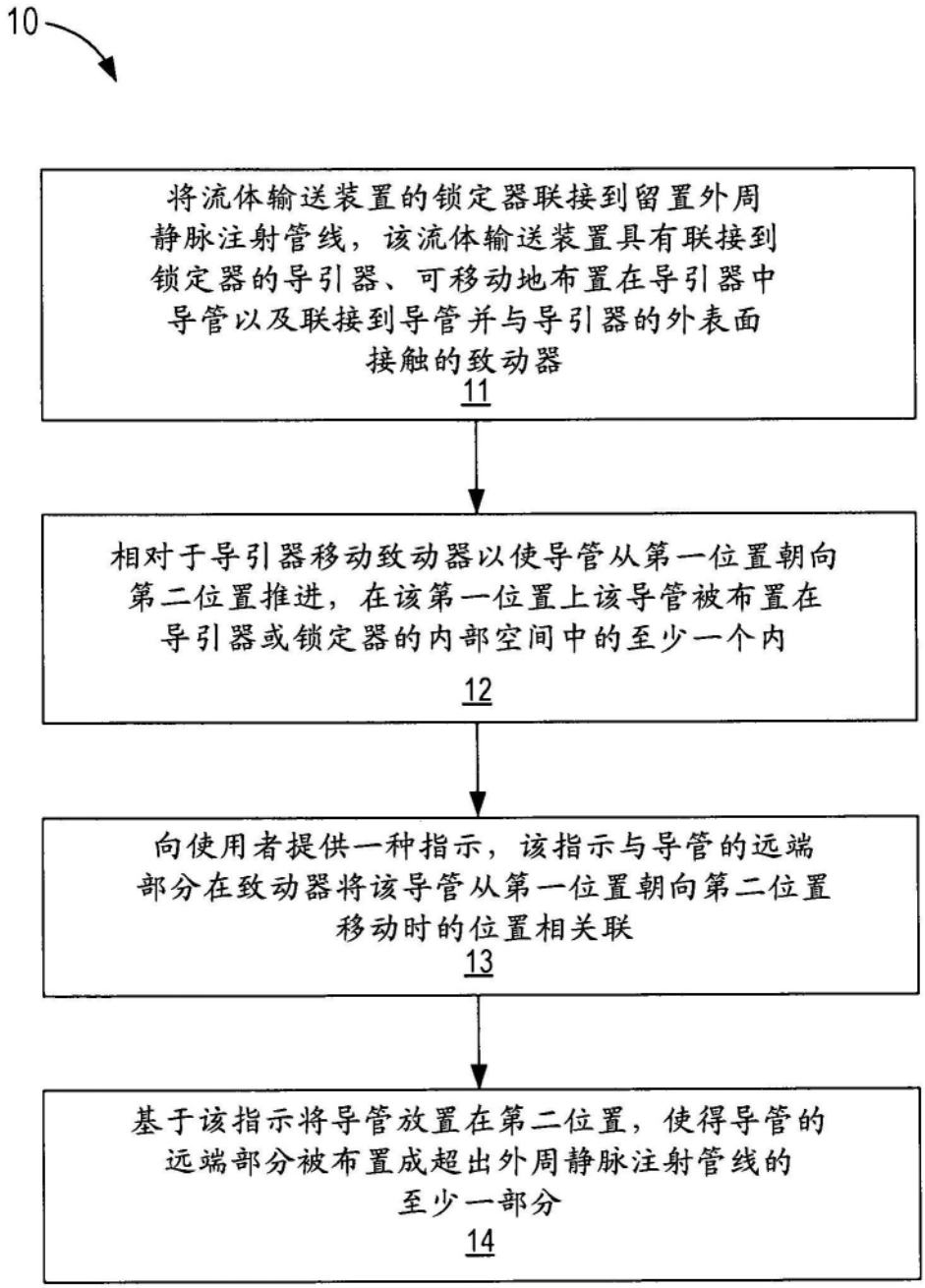

10
将流体输送装置的锁定器联接到留置外周静脉注射管线，该流体输送装置具有联接到锁定器的导引器、可移动地布置在导引器中导管以及联接到导管并与导引器的外表面接触的致动器
11
相对于导引器移动致动器以使导管从第一位置朝向第二位置推进，在该第一位置上该导管被布置在导引器或锁定器的内部空间中的至少一个内
12
向使用者提供一种指示，该指示与导管的远端部分在致动器将该导管从第一位置朝向第二位置移动时的位置相关联
13
基于该指示将导管放置在第二位置，使得导管的远端部分被布置成超出外周静脉注射管线的至少一部分
14

图30