



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 215900669 U

(45) 授权公告日 2022.02.25

(21) 申请号 202121366524.4

A61B 5/155 (2006.01)

(22) 申请日 2021.06.18

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

(30) 优先权数据

63/041,517 2020.06.19 US

(73) 专利权人 贝克顿·迪金森公司

地址 美国新泽西州

(72) 发明人 J·K·伯克霍兹 马亦平

W·F·哈丁

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所

有限公司 11038

代理人 赵培训

(51) Int. Cl.

A61M 25/00 (2006.01)

A61B 5/15 (2006.01)

A61B 5/153 (2006.01)

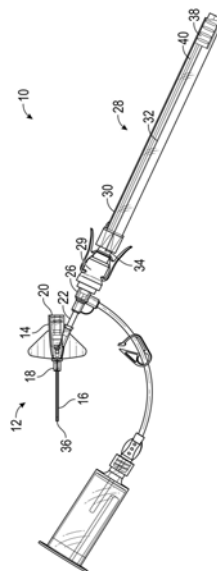
权利要求书2页 说明书9页 附图38页

(54) 实用新型名称

一种血管通路器械以及一种血管通路系统

(57) 摘要

本申请涉及一种血管通路器械及一种血管通路系统,所述血管通路器械被构造成插入穿过血管通路装置,所述血管通路器械包括:由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材所形成的线材圈,其中,所述线材圈的所述多个环中的每一个与所述多个环中的下一个相邻的环相间隔。借助于本实用新型的技术方案,可以延长导管的寿命并且容许通过导管进行血液抽取而无需额外的针刺,这样则可降低患者痛苦且降低材料成本。



1. 一种血管通路器械,其特征在于,所述血管通路器械被构造成插入穿过血管通路装置,所述血管通路器械包括:

由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材所形成的线材圈,其中,所述线材圈的所述多个环中的每一个与所述多个环中的下一个相邻的环相间隔。

2. 根据权利要求1所述的血管通路器械,其特征在于,该血管通路器械进一步包括延伸穿过所述线材圈的至少一部分的芯线材。

3. 根据权利要求2所述的血管通路器械,其特征在于,所述芯线材为圆柱形的。

4. 根据权利要求2所述的血管通路器械,其特征在于,所述芯线材为扁平的。

5. 根据权利要求2所述的血管通路器械,其特征在于,所述芯线材与所述轴线对准。

6. 根据权利要求2所述的血管通路器械,其特征在于,所述芯线材偏离所述轴线。

7. 根据权利要求6所述的血管通路器械,其特征在于,所述扁平线材包括第一侧以及与所述第一侧相对的第二侧,其中所述第一侧形成所述线材圈的外表面,其中所述第二侧形成所述线材圈的内表面,其中所述芯线材联接至所述线材圈的内表面。

8. 根据权利要求1所述的血管通路器械,其特征在于,该血管通路器械进一步包括延伸穿过所述线材圈的细长条带,其中,所述多个环中的每一个包括远侧端和近侧端,其中,所述远侧端和所述近侧端接触所述细长条带。

9. 根据权利要求1所述的血管通路器械,其特征在于,该血管通路器械进一步包括在所述线材圈之间延伸的多个支撑梁,其中,所述多个支撑梁中的第一组沿着平行于所述轴线的第一线设置,其中,所述多个支撑梁中的第二组沿着平行于所述轴线的第二线设置,其中,所述第一线与所述第二线相间隔。

10. 根据权利要求9所述的血管通路器械,其特征在于,所述第一线与所述第二线相间隔180度。

11. 根据权利要求9所述的血管通路器械,其特征在于,所述多个支撑梁中的第三组沿着平行于所述轴线的第三线设置,其中,所述第一线、所述第二线以及所述第三线围绕所述线材圈的圆周均匀地相间隔。

12. 根据权利要求11所述的血管通路器械,其特征在于,在所述第一组中的一个支撑梁与紧接着的相邻的支撑梁之间设置有所述线材圈的完整的匝;在所述第二组中的一个支撑梁与紧接着的相邻的支撑梁之间设置有所述线材圈的完整的匝;在所述第三组中的一个支撑梁与紧接着的相邻的支撑梁之间设置有所述线材圈的完整的匝。

13. 根据权利要求1所述的血管通路器械,其特征在于,所述线材圈包括另外的多个环,其中,所述另外的多个环接近所述多个环,其中,所述线材圈的所述另外的多个环中的每一个沿着所述另外的多个环中的下一个相邻的环的圆周接触所述另外的多个环中的所述下一个相邻的环。

14. 一种血管通路系统,其特征在于,该血管通路系统包括:

导管组件,所述导管组件包括导管适配器以及从所述导管适配器向远侧延伸的导管;

联接至所述导管组件的器械推进装置,其中,所述器械推进装置包括血管通路器械,其中,所述器械推进装置被构造成将所述血管通路器械从缩回位置推进至超过所述导管的远侧端的推进位置,其中,所述血管通路器械包括由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材所形成的线材圈,其中,所述线材圈的多个环中的每一个与所述多个环中的下一个相邻的环相

间隔,其中,所述导管的远侧端包括远侧开口,其中,在所述血管通路器械处于所述推进位置中的情况下,所述线材圈延伸穿过所述导管的远侧开口。

15. 根据权利要求14所述的血管通路系统,其特征在于,所述导管的远侧端包括多个扩散器孔。

16. 根据权利要求14所述的血管通路系统,其特征在于,该血管通路系统进一步包括延伸穿过所述多个线材圈的芯线材,且进一步在所述导管的远侧开口处在所述芯线材中包括间隙。

17. 根据权利要求14所述的血管通路系统,其特征在于,该血管通路系统进一步包括在所述线材圈之间延伸的多个支撑梁,其中,所述多个支撑梁中的第一组沿着平行于所述轴线的第一线设置,其中,所述多个支撑梁中的第二组沿着平行于所述轴线的第二线设置,其中,所述第一线与所述第二线相间隔。

18. 根据权利要求17所述的血管通路系统,其特征在于,在所述第一组中的一个支撑梁与紧接着的相邻的支撑梁之间设置有所述线材圈的完整的匝,在所述第二组中的一个支撑梁与紧接着的相邻的支撑梁之间设置有所述线材圈的完整的匝。

19. 一种血管通路器械,其特征在于,所述血管通路器械被构造成插入穿过血管通路装置,所述血管通路器械包括:

远侧端,所述远侧端包括管状元件,其中,所述管状元件包括多个孔;

线材;以及

设置于所述管状元件与所述线材之间的连接器,其中,所述连接器包括另外的多个孔。

20. 根据权利要求19所述的血管通路器械,其特征在于,所述管状元件的远侧端为封闭的。

一种血管通路器械以及一种血管通路系统

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗设备领域,特别涉及一种血管通路器械以及一种血管通路系统。

背景技术

[0002] 导管通常被用来将流体输注至患者的脉管系统中。例如,导管可以被用于输注生理盐水溶液、各种药物或全胃肠外营养。导管还可以被用于从患者抽取血液。

[0003] 导管可以包含针上外周静脉内(“IV”)导管。在这种情况下,所述导管可以安装于具有尖锐的远侧末端的引导针上。导管和引导针可以被组装成使得所述引导针的远侧末端延伸超过所述导管的远侧末端,其中针的斜面朝上背离患者的皮肤。所述导管和引导针通常被以浅的角度穿过皮肤插入至患者的脉管系统中。

[0004] 为了核实引导针和/或导管在血管中的适当的放置,临床医生通常确认在导管组件的闪回室中存在血液的“闪回”。一旦确认针的放置,临床医生就可以暂时地堵塞脉管系统中的流动并且将针移除,从而将导管留在原处以用于将来的血液抽取或流体输注。

[0005] 由于多种原因,使用导管进行的血液抽取可能很困难,特别是当导管在脉管系统内的留置时间超过一天时。当导管被插入于患者中达延长的时间段时,导管或血管可能更容易变窄、塌陷、扭结、被碎屑(例如,纤维蛋白凝块或血小板凝块)堵塞、以及使导管的末端粘附至脉管系统。因此,导管通常被用于在导管放置时获得血液样本,但是导管很少被用于在导管留置时间段期间获得血液样本。因此,当需要血液样本时,通常使用额外的针刺来提供用于血液采集的静脉通路,这可能使患者痛苦并且导致更高的材料成本。

[0006] 在某些情况下,为了避免额外的针刺,可以使用血管通路器械来经由导管接近患者的脉管系统。血管通路器械可以被插入穿过导管并且插入至脉管系统中以延长导管的寿命并且容许通过导管进行血液抽取而无需额外的针刺。

[0007] 本文中 so 要求保护的 theme 不限于解决任何缺点或仅仅在比如上述那些环境中运行的实施例。相反地,提供该背景仅仅是为了示例说明可以实践本文中所描述的某些实施方式的一个示例性技术领域。

实用新型内容

[0008] 本公开总体上涉及血管通路装置。更特别地,本公开涉及一种血管通路器械,所述血管通路器械可以经由器械推进装置通过导管组件传递至患者的脉管系统。在某些实施例中,所述血管通路器械可以有助于增加所述导管组件的导管在患者的脉管系统内的留置时间。在某些实施例中,当导管受损时,所述器械推进装置可以被用来将所述血管通路器械推进至所述导管中和/或推进超过所述导管的远侧末端以克服导管内或周围的障碍物,比如血栓、瓣膜和/或纤维蛋白鞘,否则所述障碍物可能阻止血液抽吸。在某些实施例中,所述器械推进装置可以通过利用留置于脉管系统内的现有的导管而提供所述血管通路器械的至患者的脉管系统的无针传递以用于血液采集、流体传递、患者或装置监测、或者其它临床需要。

[0009] 在某些实施例中,所述血管通路器械可以被构造成插入穿过血管通路装置,比如导管组件。在某些实施例中,所述血管通路器械可以包含由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材形成的线材圈。如本公开中所提及的,术语“扁平线材”可以对应于包含第一侧以及与所述第一侧相对的第二侧的线材,并且所述第一侧和/或所述第二侧在所述线材在制造期间被围绕轴线缠绕成环之前为平面的。在某些实施例中,所述第一侧可以形成所述线材圈的外表面。在某些实施例中,所述第二侧可以形成所述线材圈的内表面。在某些实施例中,芯线材可以联接至所述线材圈的内表面。在某些实施例中,所述线材圈的环中的每一个可以与所述环中的下一个相邻的环相间隔。

[0010] 在某些实施例中,所述血管通路器械可以包含延伸穿过所述线材圈的至少一部分的芯线材。在某些实施例中,所述芯线材可以为圆柱形的。在某些实施例中,所述芯线材可以为扁平的。在某些实施例中,所述芯线材可以与所述轴线对准。在某些实施例中,所述芯线材可以偏离所述轴线。

[0011] 在某些实施例中,所述血管通路器械可以包含延伸穿过所述线材圈的细长条带。在某些实施例中,所述环中的每一个可以包含远侧端和近侧端。在某些实施例中,所述环中的每一个的远侧端和所述环中的每一个的近侧端接触所述细长条带。在某些实施例中,所述细长条带可以为线性的和/或与所述轴线对准。

[0012] 在某些实施例中,所述血管通路器械可以包含在所述线材圈之间延伸的多个支撑梁。在某些实施例中,所述支撑梁中的第一组可以沿着平行于所述轴线的第一线设置。在某些实施例中,所述支撑梁中的第二组可以沿着平行于所述轴线的第二线设置。在某些实施例中,所述第一线可以与所述第二线相间隔。在某些实施例中,所述第一线可以与所述第二线相间隔180度。

[0013] 在某些实施例中,所述支撑梁中的第三组可以沿着平行于所述轴线的第三线设置。在某些实施例中,所述第一线、所述第二线以及所述第三线可以围绕所述线材圈的圆周均匀地相间隔。在某些实施例中,所述线材圈的完整的匝设置于以下中的一个或多个之间:所述第一组的一个支撑梁与下一个相邻的支撑梁之间;所述第二组中的一个支撑梁与下一个相邻的支撑梁之间;以及所述第三组中的一个支撑梁与下一个相邻的支撑梁之间。

[0014] 在某些实施例中,所述线材圈可以包含多个另外的环。在某些实施例中,另一个环可以接近所述环。在某些实施例中,所述线材圈的另外的环中的每一个可以围绕所述另外的环中的下一个相邻的环的圆周接触所述另外的环中的下一个相邻的环。

[0015] 在某些实施例中,一种血管通路系统可以包含导管组件,所述导管组件可以包含导管适配器以及从所述导管适配器向远侧延伸的导管。在某些实施例中,一种器械推进装置可以联接至所述导管组件。在某些实施例中,所述器械推进装置可以包含所述血管通路器械。在某些实施例中,所述器械推进装置可以被构造成将所述血管通路器械从缩回位置推进至超过所述导管的远侧端的推进位置。在某些实施例中,所述导管的远侧端可以包含远侧开口。在某些实施例中,所述线材圈可以响应于所述血管通路器械处于所述推进位置中而延伸穿过所述导管的远侧开口。在某些实施例中,所述导管的远侧端可以包含一个或多个扩散器孔。在某些实施例中,所述芯线材中的间隙可以设置于所述导管的远侧开口处。

[0016] 在某些实施例中,被构造成插入穿过所述血管通路装置的另一个血管通路器械可以包含远侧端,所述远侧端可以包含管状元件。在某些实施例中,所述管状元件可以包含一

个或多个孔。在某些实施例中，所述另一个血管通路器械可以包含线材。在某些实施例中，所述另一个血管通路器械可以包含设置于所述管状元件与所述线材之间的连接器。在某些实施例中，所述连接器可以包含一个或多个其它孔。在某些实施例中，所述管状元件的远侧端可以为封闭的。

[0017] 具体地，本实用新型涉及一种血管通路器械，其中，所述血管通路器械被构造成插入穿过血管通路装置，所述血管通路器械包括：由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材所形成的线材圈，其中，所述线材圈的所述多个环中的每一个与所述多个环中的下一个相邻的环相间隔。

[0018] 具体地，本实用新型涉及一种血管通路系统，其中，该血管通路系统包括：导管组件，所述导管组件包括导管适配器以及从所述导管适配器向远侧延伸的导管；联接至所述导管组件的器械推进装置，其中，所述器械推进装置包括血管通路器械，其中，所述器械推进装置被构造成将所述血管通路器械从缩回位置推进至超过所述导管的远侧端的推进位置，其中，所述血管通路器械包括由围绕轴线缠绕成多个环的扁平线材所形成的线材圈，其中，所述线材圈的多个环中的每一个与所述多个环中的下一个相邻的环相间隔，其中，所述导管的远侧端包括远侧开口，其中，在所述血管通路器械处于所述推进位置中的情况下，所述线材圈延伸穿过所述导管的远侧开口。

[0019] 具体地，本实用新型涉及一种血管通路器械，其中，所述血管通路器械被构造成插入穿过血管通路装置，所述血管通路器械包括：远侧端，所述远侧端包括管状元件，其中，所述管状元件包括多个孔；线材；以及设置于所述管状元件与所述线材之间的连接器，其中，所述连接器包括另外的多个孔。

[0020] 借助于本实用新型的技术方案，可以延长导管的寿命并且容许通过导管进行血液抽取而无需额外的针刺，这样则可降低患者痛苦且降低材料成本。

[0021] 应当理解的是，前面的一般描述以及下面的详细描述都是示例和解释说明性的，并且并不限制如所要求保护的本公开内容。应当理解的是，各种实施例不限于附图中所示的布置和血管通路工具。另外，附图不一定按比例绘制。还应当理解的是，所述实施例可以组合。例如，特定的血管通路器械的一个或多个特征可以与另一个特定的血管通路器械的一个或多个特征组合。还应当理解的是，可以利用其它实施例，并且可以在不脱离本公开的各种实施例的范围的情况下进行结构上的改变，除非如此要求保护。因此，下面的详细描述不应当被理解为限制性的。

附图说明

[0022] 通过使用附图，将以另外的特性和细节描述和解释说明示例性实施例，其中：

[0023] 图1A为根据某些实施例的示例性血管通路系统的上部立体图，其中示例说明处于示例性缩回位置中的示例性血管通路器械；

[0024] 图1B为根据某些实施例的血管通路系统的上部立体图，其中示例说明处于示例性推进位置中的血管通路器械；

[0025] 图1C为根据某些实施例的血管通路系统的一部分的放大上部立体图，其中示例说明处于推进位置中的血管通路器械；

[0026] 图1D为根据某些实施例的血管通路系统的另一部分的放大剖视图，其中示例说明

处于推进位置中的血管通路器械；

[0027] 图1E为根据某些实施例的血管通路系统的剖视图，其中示例说明在示例性脉管系统内处于推进位置中的血管通路系统；

[0028] 图1F为根据某些实施例的血管通路器械的示例性线材圈的一部分的放大剖视图；

[0029] 图1G为根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的放大剖视图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0030] 图1H为根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的放大剖视图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0031] 图2为柱状图，所述柱状图示例说明根据某些实施例的最大剪切比的示例性总和以及血液采集速率比的示例性总和；

[0032] 图3A为根据某些实施例的血管通路器械的示例性远侧端的上部立体图；

[0033] 图3B为图3A的、根据某些实施例的血管通路器械的远侧端的剖视图；

[0034] 图3C为图3A的、根据某些实施例的设置为示例性导管内的血管通路器械的一部分的横向剖视图；

[0035] 图4A为根据某些实施例的血管通路器械的另一个示例性远侧端的上部立体图；

[0036] 图4B为图4A的、根据某些实施例的血管通路器械的一部分的剖视图；

[0037] 图5A为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图，其中示例说明示例性细长条带；

[0038] 图5B为图5A的、根据某些实施例的血管通路器械的顶视图；

[0039] 图6A为根据某些实施例的、设置为血管通路系统内的血管通路器械的另一个示例性远侧端的上部立体图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0040] 图6B为图6A的、根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的远侧端的剖视图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0041] 图6C为图6A的、根据某些实施例的血管通路器械的一部分的剖视图；

[0042] 图6D为图6A的、根据某些实施例的血管通路器械的一部分的上部立体图；

[0043] 图6E为图6A的、根据某些实施例的血管通路器械的剖视图；

[0044] 图7A为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图；

[0045] 图7B为图7A的、根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的远侧端的剖视图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0046] 图7C为图7A的、根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的远侧端的放大上部立体图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0047] 图7D为图7A的、根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的远侧端的放大剖视图，其中示例说明处于推进位置中的血管器械；

[0048] 图8为柱状图，所述柱状图示例说明根据某些实施例的最大剪切比的示例性平均值以及示例性平均血液采集速率比；

[0049] 图9A为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图；

[0050] 图9B为图9A的、根据某些实施例的从导管延伸的血管通路器械的剖视图；

[0051] 图9C为图9A的、根据某些实施例的血管通路器械的一部分的放大剖视图；

[0052] 图9D为图9A的、根据某些实施例的设置为血管通路系统内的血管通路器械的放大

剖视图,其中示例说明处于推进位置中的血管器械;

[0053] 图10A为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图;

[0054] 图10B为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图;

[0055] 图10C为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图;

[0056] 图10D为根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图;

[0057] 图10E为图10D的、根据某些实施例的血管通路器械的上部立体图,所述血管通路器械在推进位置中从导管延伸;

[0058] 图10F为图10D的、根据某些实施例的血管通路器械的放大上部立体图,所述血管通路器械在推进位置中从导管延伸;

[0059] 图11为根据某些实施例的、设置于导管内的推进位置中的另一个示例性血管通路器械的剖视图;

[0060] 图12A为根据某些实施例的示例性器械推进装置的上部立体图;以及

[0061] 图12B为根据某些实施例的器械推进装置的剖视图。

具体实施方式

[0062] 现在参考图1A-1B,示例说明根据某些实施例的血管通路系统10。在某些实施例中,血管通路系统10可以包含导管组件12,所述导管组件12可以包含导管适配器14和导管16。在某些实施例中,导管16可以包含外周静脉内导管、外周插入的中心导管或中线导管。在某些实施例中,导管适配器14可以包含远侧端18、近侧端20以及延伸穿过远侧端18和近侧端20的管腔。在某些实施例中,导管16可以从导管适配器14的远侧端18向远侧延伸。

[0063] 在某些实施例中,导管适配器14可以与延伸管22集成,所述延伸管22可以从导管适配器14的侧端口延伸。在某些实施例中,比如Y型适配器或T形适配器的适配器26例如可以联接至延伸管22的近侧端。

[0064] 在某些实施例中,器械推进装置28可以以各种方式联接至导管组件12。作为示例,器械推进装置28可以联接至适配器26的端口。作为另一个示例,器械推进装置28可以联接至设置于适配器26的端口与器械推进装置28之间的无针连接器29。作为另一个示例,器械推进装置28可以联接至导管适配器14的近侧端20。在某些实施例中,另一个延伸管和/或血液采集装置适配器可以联接至适配器26的另一个端口。在某些实施例中,血液采集装置适配器可以接收血液采集装置,比如注射器或血液采集管。

[0065] 在某些实施例中,器械推进装置28可以包含被构造成联接至导管组件12的壳体30。在某些实施例中,器械推进装置28可以包含血管通路器械32。在某些实施例中,器械推进装置28可以包含任何合适的传递装置。在于2018年7月17日提交的标题为“容纳探针或静脉内导管的延伸件(EXTENSION HOUSING A PROBE OR INTRAVENOUS CATHETER)”的美国专利申请第16/037,246号、于2019年4月18日提交的标题为“具有旋转元件的器械传递装置(INSTRUMENT DELIVERY DEVICE HAVING A ROTARY ELEMENT)”的美国专利申请第16/388,650号、于2018年7月17日提交的标题为“多直径导管以及相关的装置和方法(MULTI-DIAMETER CATHETER AND RELATED DEVICES AND METHODS)”的美国专利申请第16/037,319号、于2019年7月3日提交的标题为“用于血管通路器械的传递装置(DELIVERY DEVICE FOR A VASCULAR ACCESS INSTRUMENT)”的美国专利申请第16/502,541号、于2019年11月21日提

交的标题为“用于血管通路器械的基于注射器的传递装置 (SYRINGE-BASED DELIVERY DEVICE FOR A VASCULAR ACCESS INSTRUMENT)”的美国专利申请第16/691,217号、于2020年1月14日提交的标题为“导管传递装置以及相关的系统和方法 (CATHETER DELIVERY DEVICE AND RELATED SYSTEMS AND METHODS)”的美国专利申请第16/742,013号、以及于2020年4月2日提交的标题为“具有可渗透流体的结构的血管通路器械以及相关的装置和方法 (VASCULAR ACCESS INSTRUMENT HAVING A FLUID PERMEABLE STRUCTURE AND RELATED DEVICES AND METHODS)”的美国专利申请第16/838,831号中进一步描述了可以与血管通路器械32一起使用的器械推进装置的一些示例,所述美国专利申请均被通过引用全文并入本文中。

[0066] 在某些实施例中,器械推进装置28可以被构造成将血管通路器械32引入至导管组件12中。在某些实施例中,响应于血管通路器械32被引入至导管组件12中,血管通路器械32可以进入导管组件12的流体路径和/或血管通路器械32可以延伸穿过导管组件12以进入患者的脉管系统。

[0067] 在某些实施例中,器械推进装置28可以被构造成在例如图1A中所示例说明的缩回位置与例如图1B中所示例说明的推进位置之间推进血管通路器械32。在某些实施例中,血管通路器械32的远侧末端34可以响应于血管通路器械32处于推进位置中而设置于导管16的远侧端36的远侧。在某些实施例中,响应于血管通路器械32处于缩回位置中,血管通路器械32的远侧末端34可以设置于壳体30内。在某些实施例中,血管通路器械32的近侧端可以联接至推进接片38,用户可以抓住推进接片38并且使推进接片38沿着狭槽40运动以使血管通路器械32在缩回位置与推进位置之间运动。推进接片38可以延伸穿过狭槽40,并且推进接片38的联接至血管通路器械32的近侧端的那一部分可以处于壳体30内。

[0068] 在某些实施例中,导管16可以由氟化乙丙烯、TEFLONTM、硅、热塑性弹性体、热塑性聚氨酯、氟化聚合物、亲水材料、疏水材料、防污材料或任何合适的材料构成。在某些实施例中,导管16可以包含抗血栓形成覆层。在某些实施例中,血管通路器械32的全部或一部分可以由金属或另一种合适的材料构成。在某些实施例中,导管16的远侧端36可以为对称的或不对称的。

[0069] 现在参考图1C-1F,在某些实施例中,血管通路器械32可以包含线材圈42。在某些实施例中,线材圈42可以由金属或任何合适的材料构成。所述线材圈42由围绕轴线44缠绕成多个环46的扁平线材形成。在某些实施例中,线材圈42可以设置于血管通路器械32的远侧端处和/或邻近于远侧末端34设置。在某些实施例中,线材圈42的环46中的每一个可以与环46中的下一个相邻的环相间隔,这可以促进血管通路器械32的远侧端的流体可渗透性。在某些实施例中,线材圈42可以沿着血管通路器械32的长度提供多个流体通道,这可以促进血液从脉管系统的离所述导管16更远的部分进入导管组件12中。在某些实施例中,线材圈42和沿着血管通路器械32的长度的流体通道可以有助于增加流体通过血管通路器械32和导管16的流动速率。在某些实施例中,线材圈42和沿着血管通路器械32的长度的流体通道可以有助于减少血液采集时间。在某些实施例中,线材圈42可以降低运动至导管16中和/或通过导管16的血液的剪切应力和相关的溶血风险。

[0070] 在某些实施例中,响应于血管通路器械32插入至脉管系统中,线材圈42可以促进与脉管系统的壁的柔软的且轻柔的接触。在某些实施例中,线材圈42可以减少运动通过血

管通路器械32的流体上的剪切应力。

[0071] 在某些实施例中,血管通路器械32可以包含延伸穿过线材圈42的至少一部分的芯线材48。在某些实施例中,芯线材48可以为圆柱形的,如图1C-1F中所示。在某些实施例中,芯线材48可以与轴线44对准。在某些实施例中,芯线材48可以为血管通路器械32提供结构支撑。

[0072] 在某些实施例中,在扁平线材在制造期间围绕轴线44缠绕成环46之前,扁平线材可以包含第一侧50以及与第一侧50相对并且平行的第二侧52。在某些实施例中,第一侧50可以形成线材圈42的外表面。在某些实施例中,第二侧52可以形成线材圈42的内表面。在某些实施例中,芯线材48可以联接至线材圈42的内表面。

[0073] 在某些实施例中,扁平线材可以增加线材圈42的内径49以有助于增加通过血管通路器械32的流体流动速率。在某些实施例中,扁平线材可以增加线材圈42的内径49并且仍然容许线材圈42的外径51具有与标准血管通路器械的外径相同的尺寸。

[0074] 在某些实施例中,导管16的远侧端36可以包含远侧开口53。在某些实施例中,线材圈42可以响应于血管通路器械32处于推进位置中而延伸穿过导管16的远侧开口53。在某些实施例中,线材圈42的外径51可以小于远侧开口53的直径,这可以形成流体可以流动通过的间隙。在某些实施例中,导管16的远侧端36可以包含一个或多个扩散器孔54,所述扩散器孔54可以与血管通路器械32的包含线材圈42的部分对准以有助于血液流动至导管组件12中和/或将流体输注至脉管系统中。

[0075] 在某些实施例中,线材圈42的尺寸可以基于导管16的规格尺寸、血管通路器械32的刚度、线材圈42的环46中的每一个之间的间距、沿着血管通路器械32的长度的流体通道的数量或尺寸、或其它因素变化。

[0076] 现在参考图1G,在某些实施例中,血管通路器械32可以不包含芯线材48,这可以增加通过线材圈42和/或导管16的流量。

[0077] 现在参考图1H,在某些实施例中,芯线材48可以为扁平的,这可以增加通过线材圈42和/或导管16的流量。在某些实施例中,扁平线材可以包含第一侧64以及与第一侧64相对的第二侧66。在某些实施例中,第一侧64可以平行于第二侧66。

[0078] 现在参考图2,根据某些实施例,柱状图在具有线材圈42(所述线材圈42包含围绕轴线44缠绕以形成环46的扁平线材)的特定的血管通路系统、具有线材圈42(所述线材圈42包含围绕轴线44缠绕以形成环46的圆柱形线材)的另一个特定的血管通路系统、以及不具有芯线材48的另一个特定的血管通路系统中示例说明21G(规格为21) UT (“BD VACUTAINER™ ULTRATOUCH™”)的血液采集速率比的总和以及21G UT (“BD VACUTAINER™ ULTRATOUCH™”)的最大剪切比的总和。

[0079] 现在参考图3A-3C,在某些实施例中,芯线材48可以偏离轴线44,这可以有助于血液流动至导管组件12中和/或沿着轴线44和/或线材圈42的中心部分和/或导管16的中心部分将流体输注至脉管系统中。在某些实施例中,偏离轴线44的芯线材48可以在一个或多个点处联接至线材圈42。在某些实施例中,芯线材48可以在一个或多个点处联接至线材圈42的内表面。例如,芯线材48可以结合至线材圈42或线材圈42的内表面。在某些实施例中,芯线材48可以覆盖有聚合物材料的薄层,在与线材圈42接触时被加热,并且被容许冷却以将芯线材48结合至线材圈42或线材圈42的内表面。

[0080] 在某些实施例中,远侧末端34可以为圆形的或钝的,这可以防止对脉管系统的损伤。在某些实施例中,远侧末端34可以设置于芯线材48的远侧端处和/或与芯线材48的远侧端整体地形成成为单个单元。另外地或替代地,在某些实施例中,远侧末端34可以联接至线材圈42的远侧端。

[0081] 现在参考图4A-4B,在某些实施例中,芯线材48可以偏离轴线44和/或为平坦的,这可以有助于血液流动至导管组件12中和/或沿着轴线44以及线材圈42的中心部分和/或导管16的中心部分将流体输注至脉管系统中。在某些实施例中,偏离轴线44的芯线材48可以在一个或多个点处连接至线材圈的内表面。

[0082] 现在参考图5A-5B,在某些实施例中,血管通路器械32可以包含延伸穿过线材圈42的细长条带55。在某些实施例中,所述环46中的每一个可以包含远侧端56和近侧端58。在某些实施例中,环46中的每一个的远侧端56和环46中的每一个的近侧端58接触细长条带55。在某些实施例中,细长条带55可以为线性的和/或与轴线44对准。在某些实施例中,细长条带55可以为血管通路器械32提供结构支撑。

[0083] 在某些实施例中,细长条带55可以沿着线材圈42的全部或一部分延伸。在某些实施例中,细长条带55可以设置于血管通路器械32的顶部、底部、或侧中的任何一个上。

[0084] 在某些实施例中,远侧末端34可以为圆形的或钝的。在某些实施例中,远侧末端34可以设置于细长条带55的远侧端处和/或与细长条带55的远侧端整体地形成成为单个单元。另外地或替代地,在某些实施例中,远侧末端34可以联接至线材圈42的远侧端。

[0085] 现在参考图6A-6E,在某些实施例中,血管通路器械32可以包含在线材圈42之间延伸的多个支撑梁60。在某些实施例中,所述支撑梁中的第一组60a可以沿着平行于轴线44的第一线设置。在某些实施例中,所述支撑梁中的第二组60b可以沿着平行于轴线44的第二线设置。在某些实施例中,第一线可以与第二线相间隔。在某些实施例中,第一线可以与第二线相间隔180度,如图6A-6E中所示。

[0086] 在某些实施例中,所述支撑梁中的第三组60c可以沿着平行于轴线44的第三线设置。在某些实施例中,第一线、第二线和第三线可以围绕线材圈42的圆周均匀地相间隔。在某些实施例中,线材圈42的完整的匝设置于所述支撑梁中的第一组60a中的紧接着的相邻的支撑梁之间。在某些实施例中,线材圈42的完整的匝设置于所述支撑梁中的第二组60b中的紧接着的相邻的支撑梁之间。在某些实施例中,线材圈42的完整的匝设置于所述支撑梁中的第三组60c中的紧接着的相邻的支撑梁之间。

[0087] 在某些实施例中,血管通路器械32的至少一部分可以不包含芯线材48,这可以有助于血液流动通过血管通路器械32并且流动至导管16中。在某些实施例中,支撑梁60可以焊接至线材圈42。

[0088] 现在参考图7A-7D,在某些实施例中,芯线材48可以沿着线材圈42的长度包含一个或多个间隙68。在某些实施例中,芯线材48中的特定的间隙68可以设置于导管16的远侧开口53处。在某些实施例中,芯线材48的一个或多个端可以朝向线材圈42弯曲和/或联接至线材圈42。在某些实施例中,间隙68可以对应于这样的位置:在该位置预期存在红细胞上的高剪切应力以及对溶血的敏感性。

[0089] 现在参考图8,根据某些实施例,柱状图在具有线材圈42(所述线材圈42包含围绕轴线44缠绕以形成环46的扁平线材)的特定的血管通路系统、具有线材圈42(所述线材圈42

包含围绕轴线44缠绕以形成环46的圆柱形线材)的另一个特定的血管通路系统、以及不具有芯线材48的另一个特定的血管通路系统中示例说明21G UT(“BD VACUTAINER™ ULTRATOUCH™”)的血液采集速率比的平均值以及21G UT(“BD VACUTAINER™ ULTRATOUCH™”)的血细胞上的平均最大剪切比。

[0090] 现在参考图9A-9D,在某些实施例中,线材圈42可以包含多个另外的环62。在某些实施例中,另外的环62可以靠近环46。在某些实施例中,线材圈42的另外的环62中的每一个可以围绕另外的环62中的下一个相邻的环的圆周接触另外的环62中的下一个相邻的环。在某些实施例中,线材圈42的节距可以从具有开放节距的环46至具有闭合节距的另外的环62而改变。在某些实施例中,环46和另外的环62可以整体地形成单个单元。在某些实施例中,芯线材48中的间隙68可以设置于另外的环62内。在某些实施例中,芯线材48可以邻近或接近另外的环62的近侧端再次开始和/或联接至线材圈42。

[0091] 现在参考图10A-10F,在某些实施例中,线材圈42的节距可以沿着线材圈42的长度变化。在某些实施例中,节距在线材圈42的端处可以较小,如例如图10A中所示例说明的。在某些实施例中,节距在端处和/或在线材圈42的在端之间的一个或多个其它部分处可以较小。在某些实施例中,线材圈42的其它部分可以均匀地相间隔,如例如图10C中所示例说明的。在某些实施例中,线材圈42的节距沿着线材圈的长度可以为恒定的,如例如图10B中所示例说明的。在某些实施例中,节距可以更大或者线材圈42的环46可以在高剪切应力区域中间隔得更大。

[0092] 在某些实施例中,芯线材48的远侧端可以与血管通路器械32的远侧末端34相间隔,这可以有助于流体流动通过血管通路器械32的远侧端。在某些实施例中,远侧末端34可以由线材圈42形成。

[0093] 现在参考图11,在某些实施例中,被构造成插入穿过比如导管组件12的血管通路装置的另一个血管通路器械70可以包含远侧端72,所述远侧端72可以包含管状元件74。在某些实施例中,管状元件74可以包含一个或多个孔76。在某些实施例中,另一个血管通路器械可以包含线材78。在某些实施例中,所述另一个血管通路器械可以包含设置于管状元件74与线材78之间的连接器80。在某些实施例中,连接器80可以包含一个或多个其它孔82。在某些实施例中,管状元件的远侧端可以为封闭的。

[0094] 现在参考图12A-12B,器械推进装置28可以包含壳体30,所述壳体30被构造成联接至导管组件12。在某些实施例中,器械推进装置28可以包含血管通路器械32。在某些实施例中,血管通路器械32的近侧端可以联接至推进接片38,使用者可以抓住所述推进接片38并且使推进接片38沿着狭槽40运动以使血管通路器械32在缩回位置与推进位置之间运动。

[0095] 本文中所引用的所有的示例和条件语言旨在用于教学目的以帮助读者理解本实用新型以及发明人为了有助于本领域技术所贡献的概念,并且应当被解释为不限于这样的具体地列举的示例和条件。尽管已经详细地描述了本实用新型的实施例,但是应当理解的是,在不脱离本实用新型的精神和范围的情况下,可以对其进行各种改变、替换以及变更。

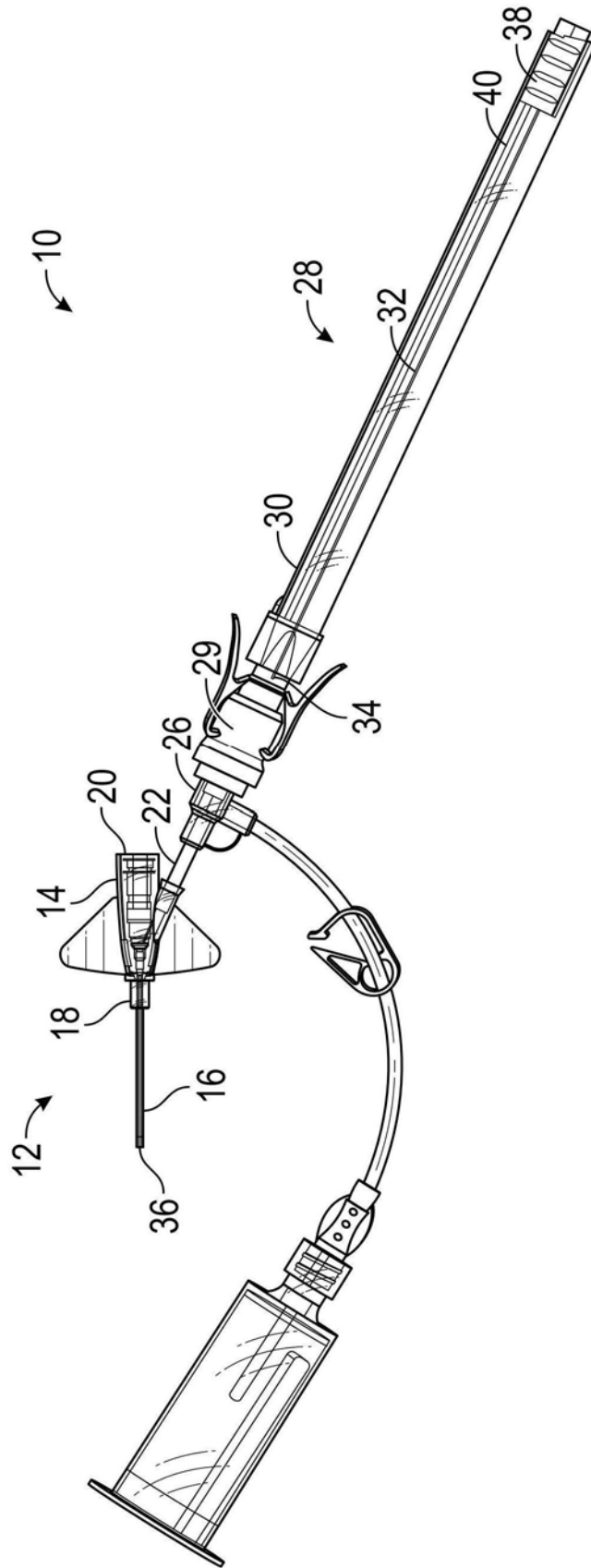


图1A

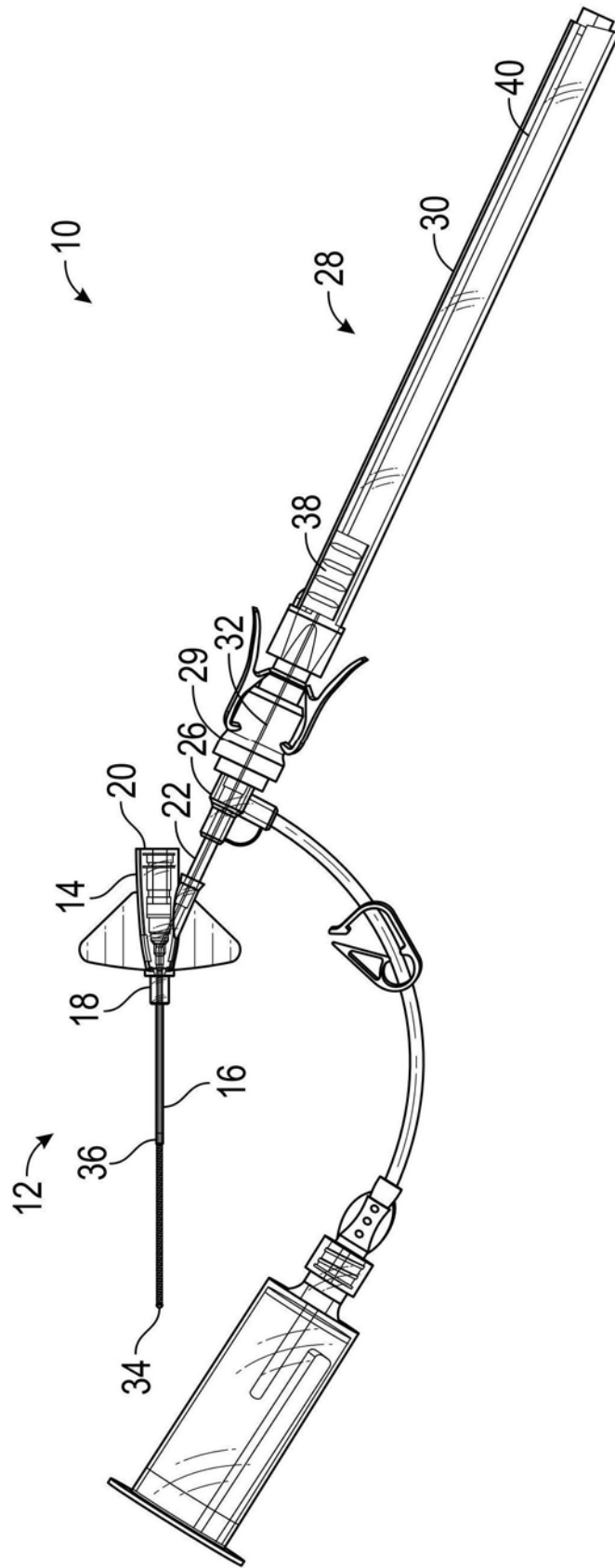


图1B

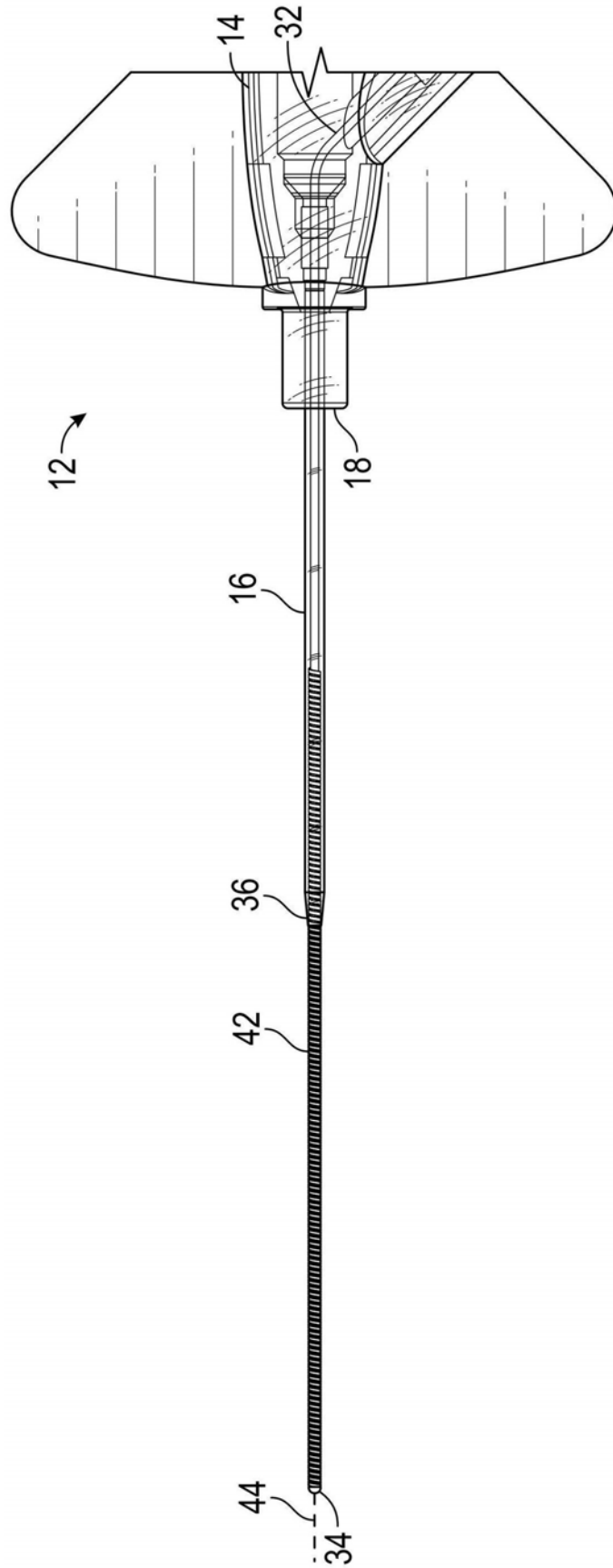


图1C

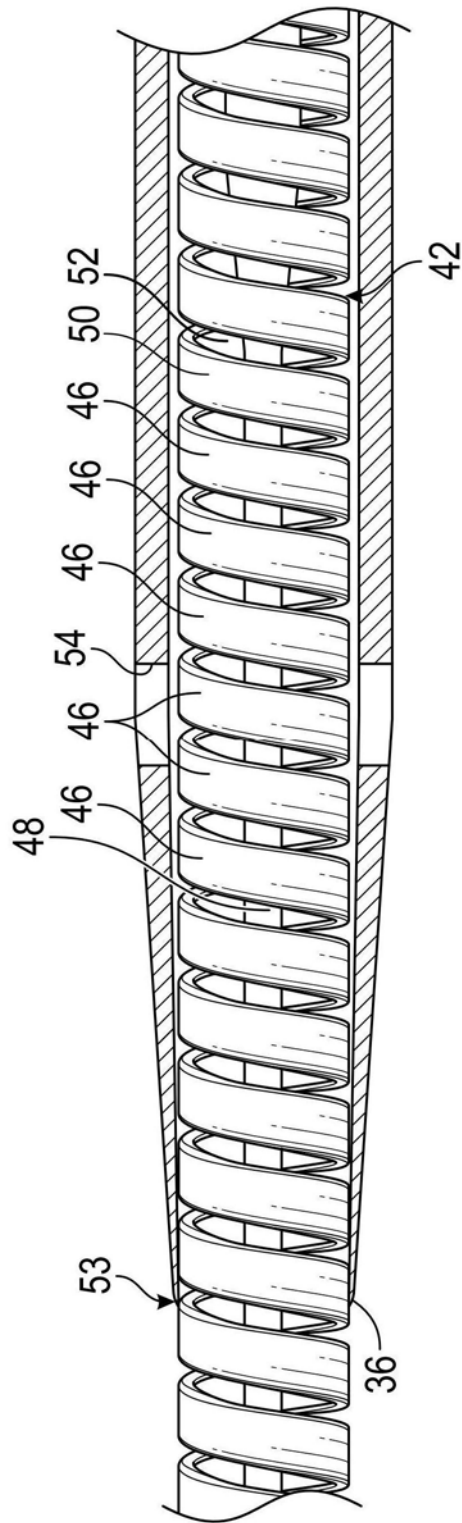


图1D

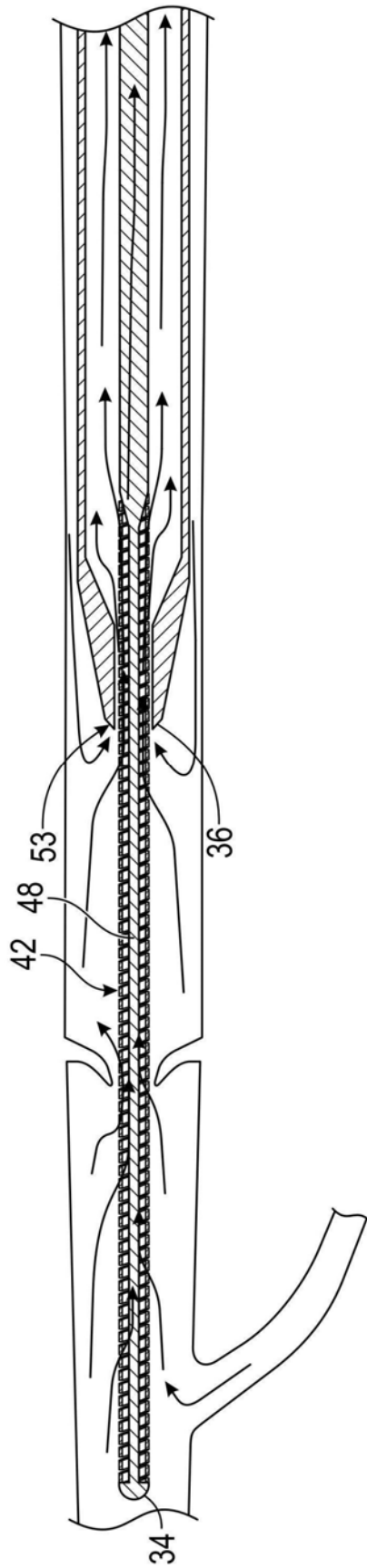


图1E

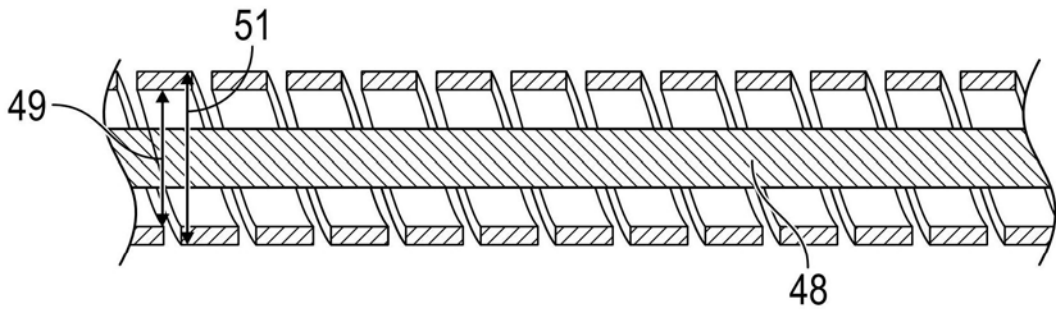


图1F

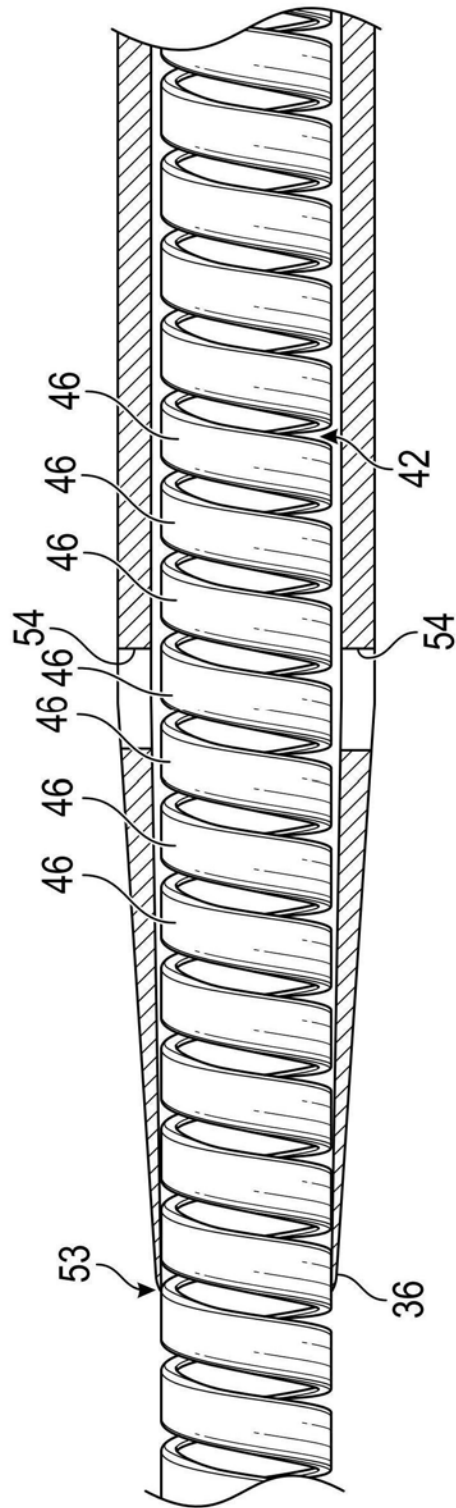


图1G

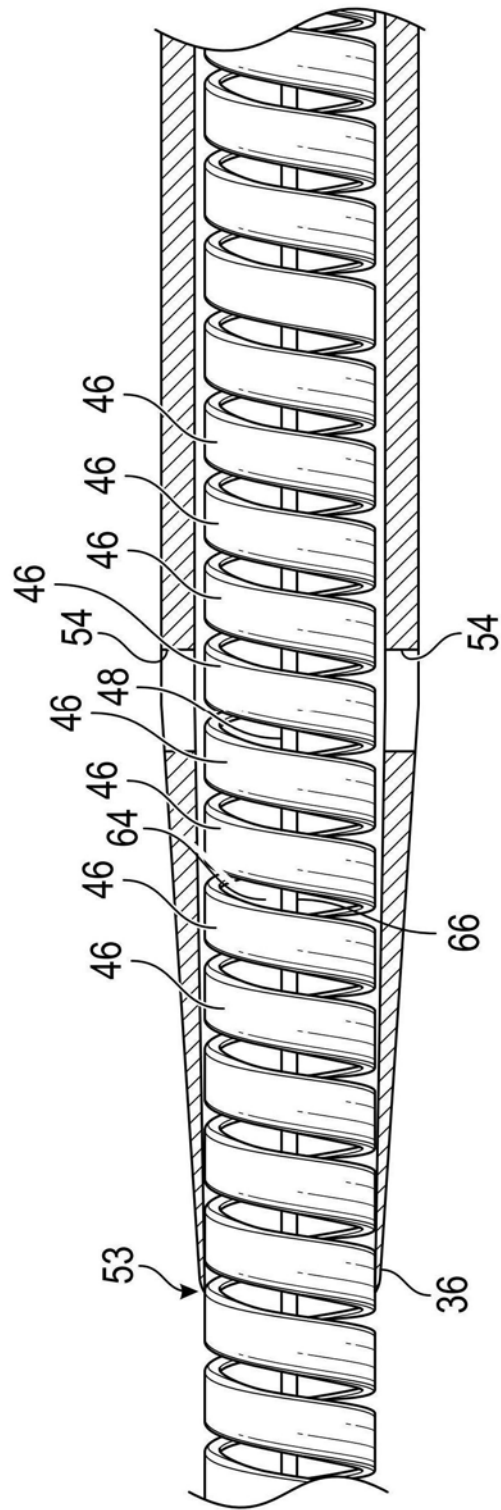


图1H

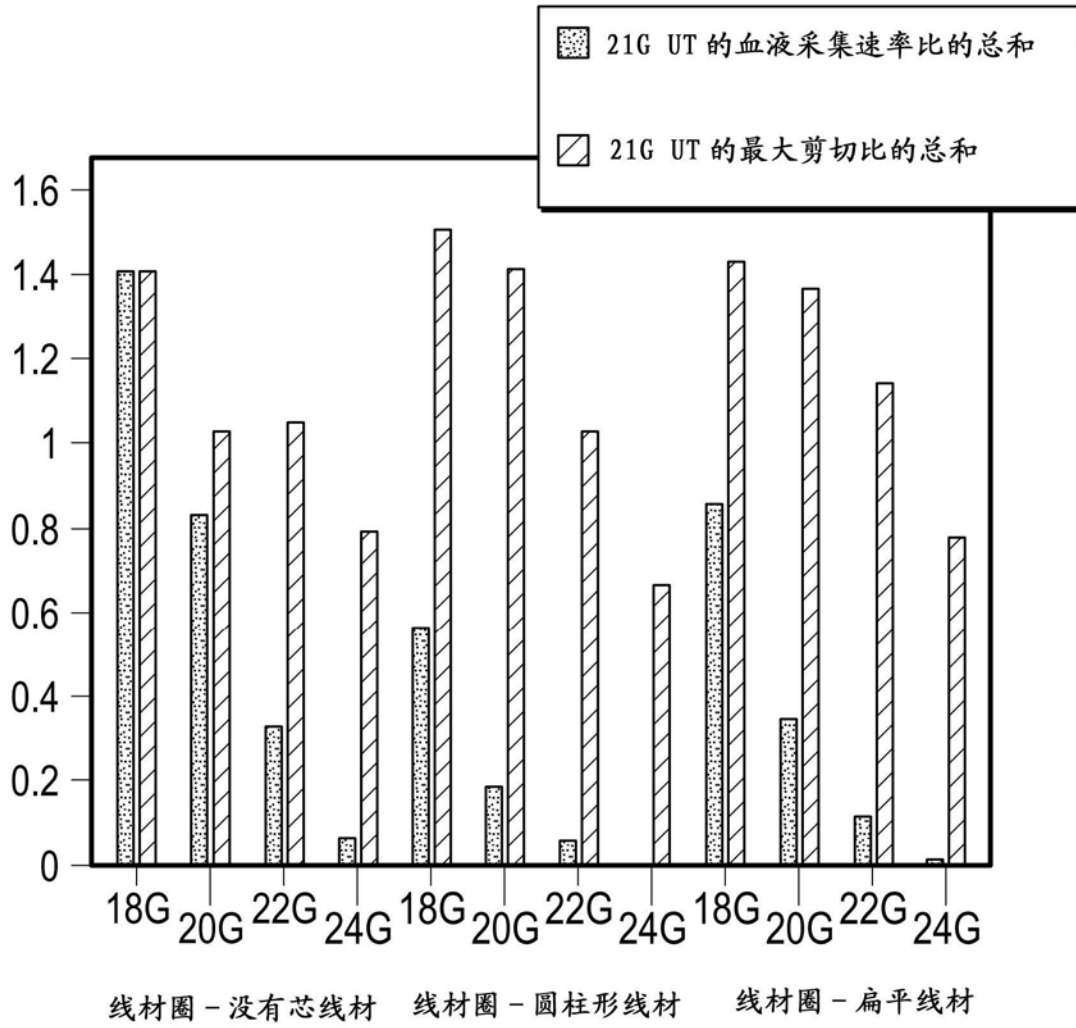


图2

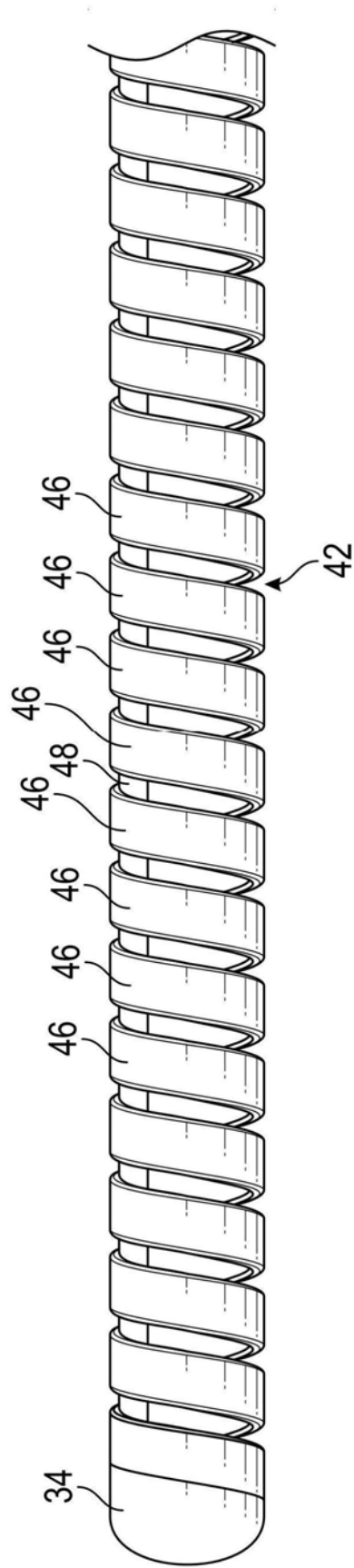


图3A

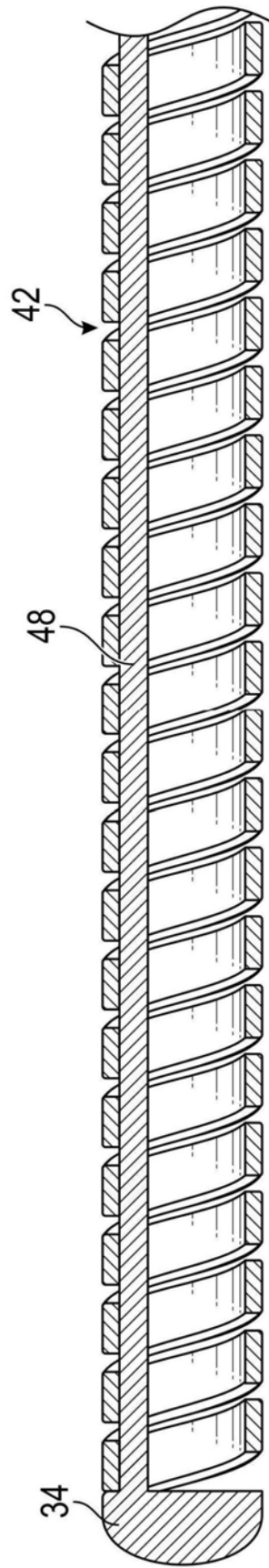


图3B

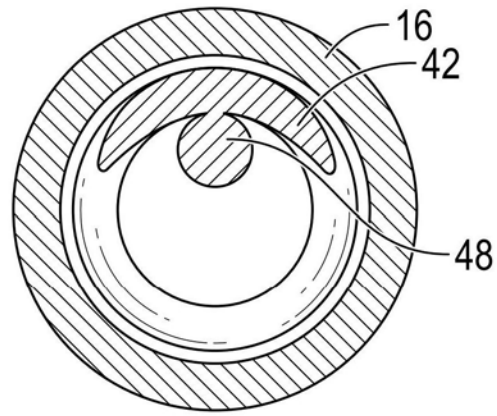


图3C

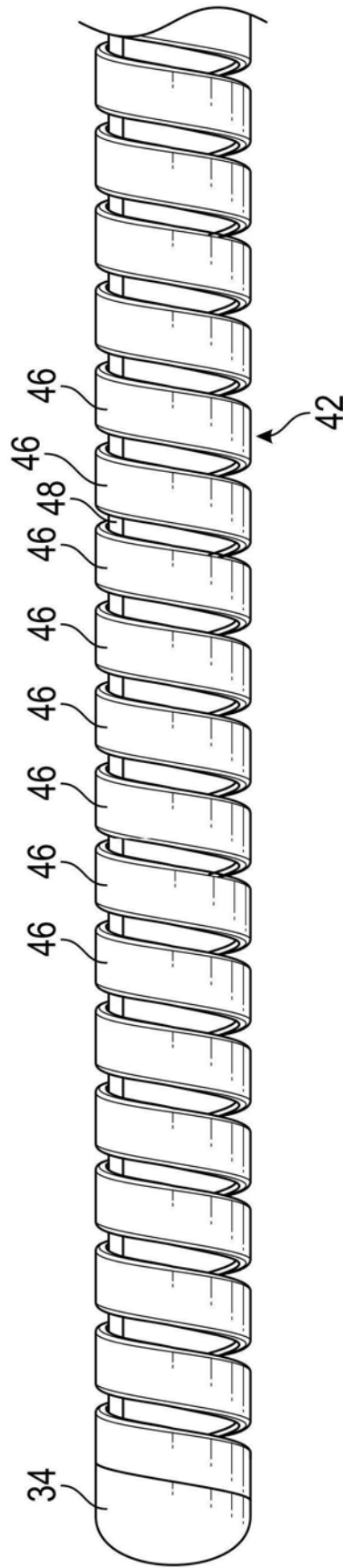


图4A

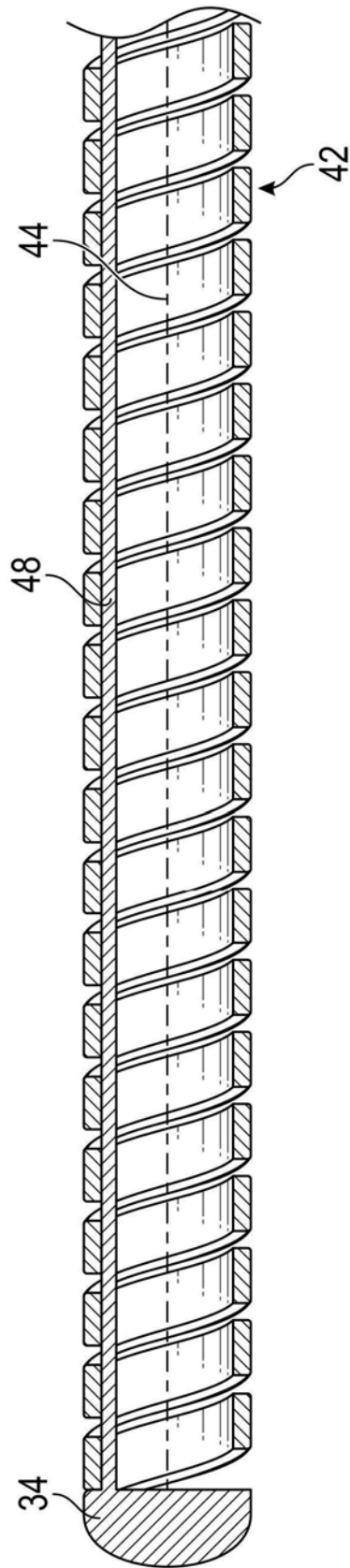


图4B

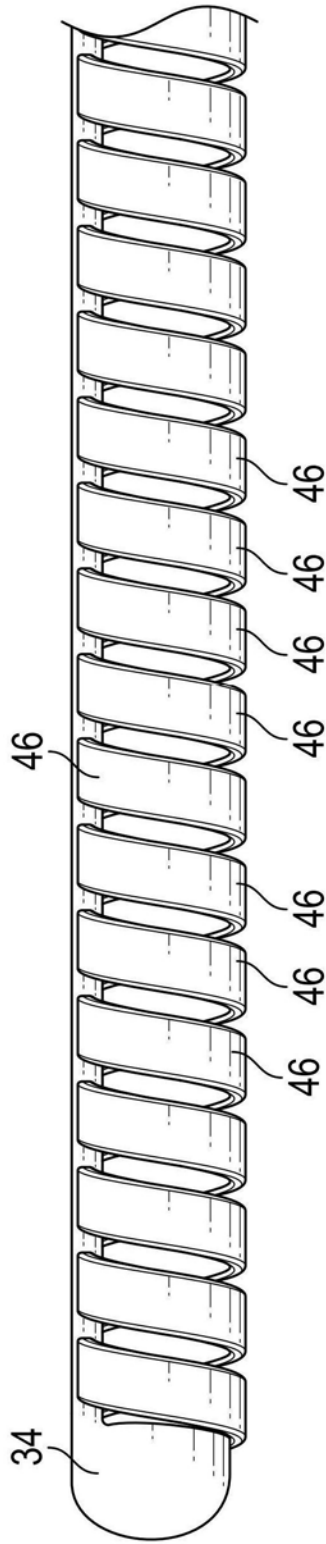


图5A

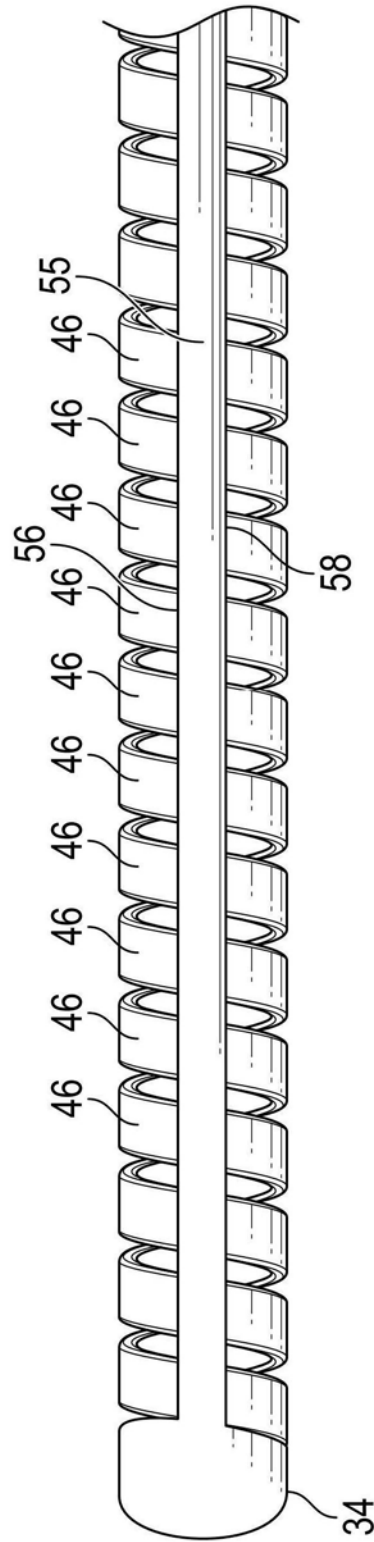


图5B

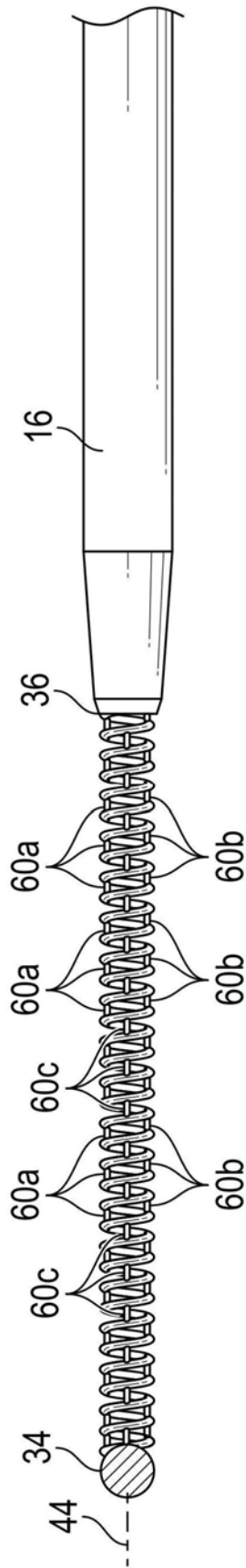


图6A

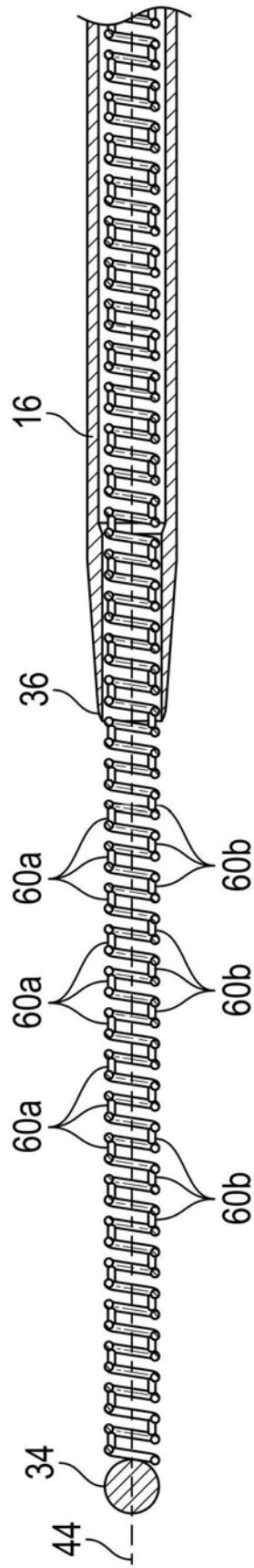


图6B

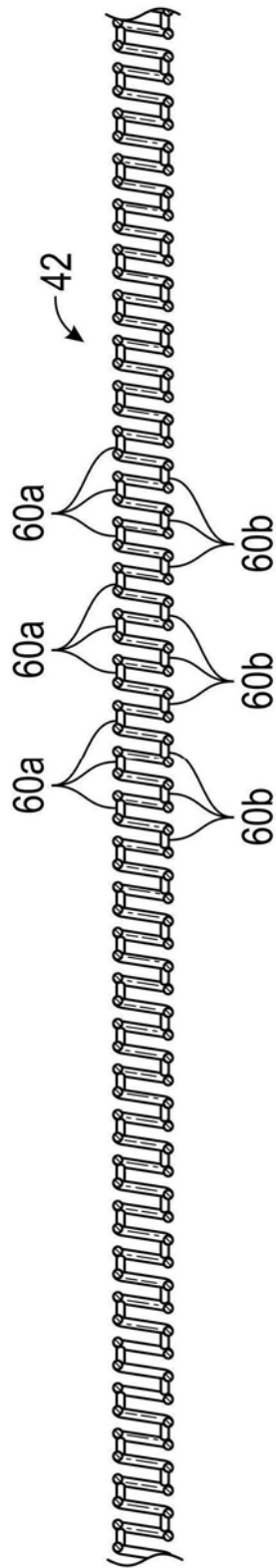


图6C

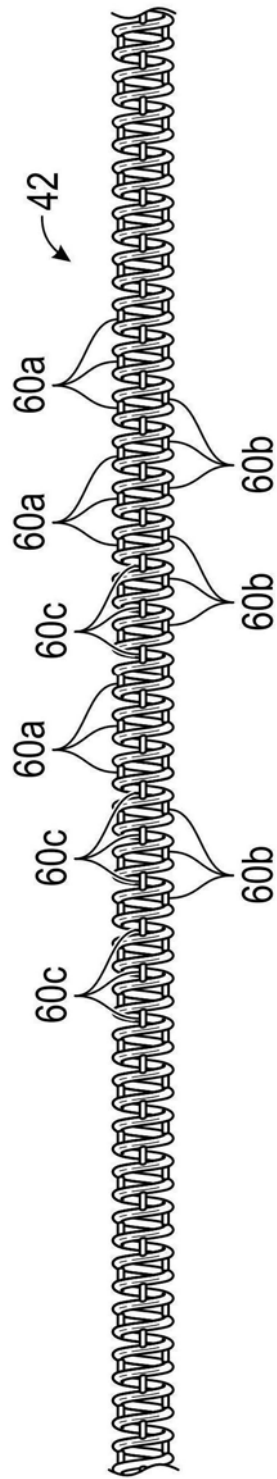


图6D



图6E



图7A

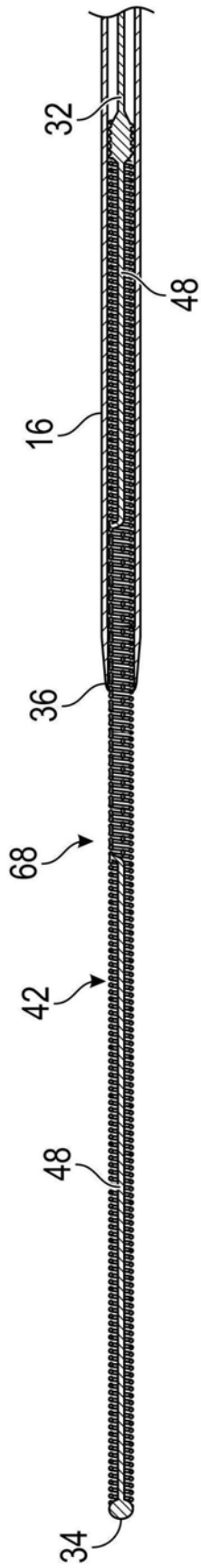


图7B

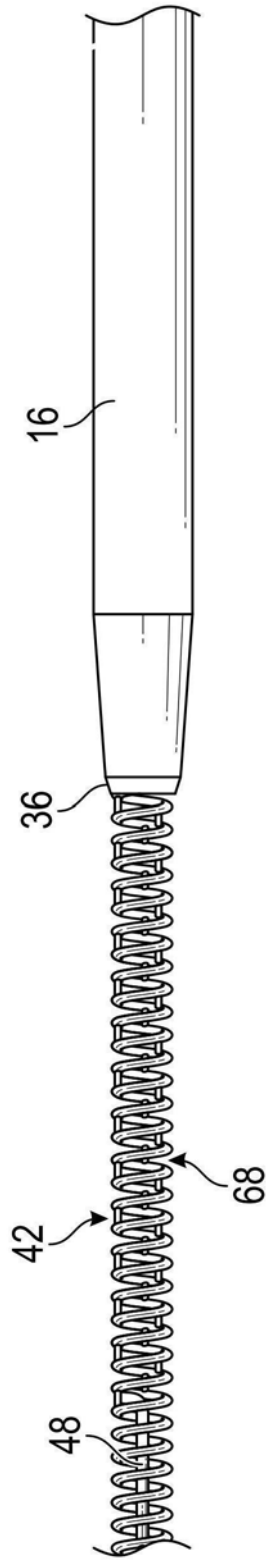


图7C

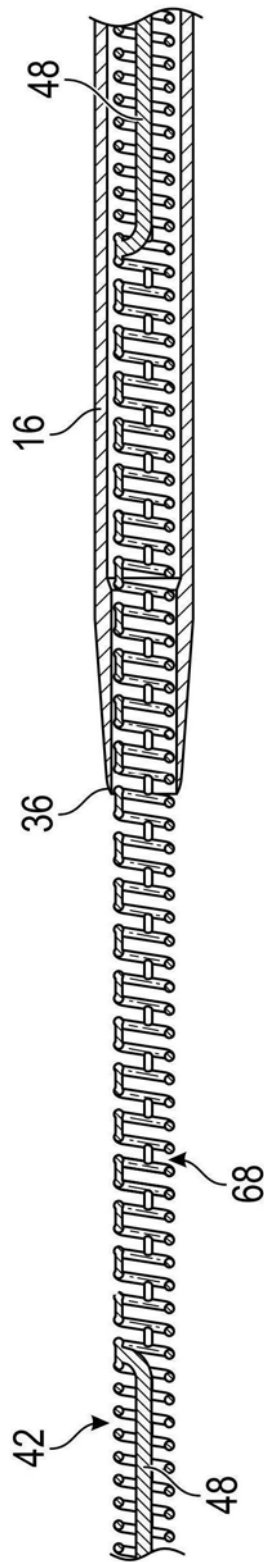


图7D

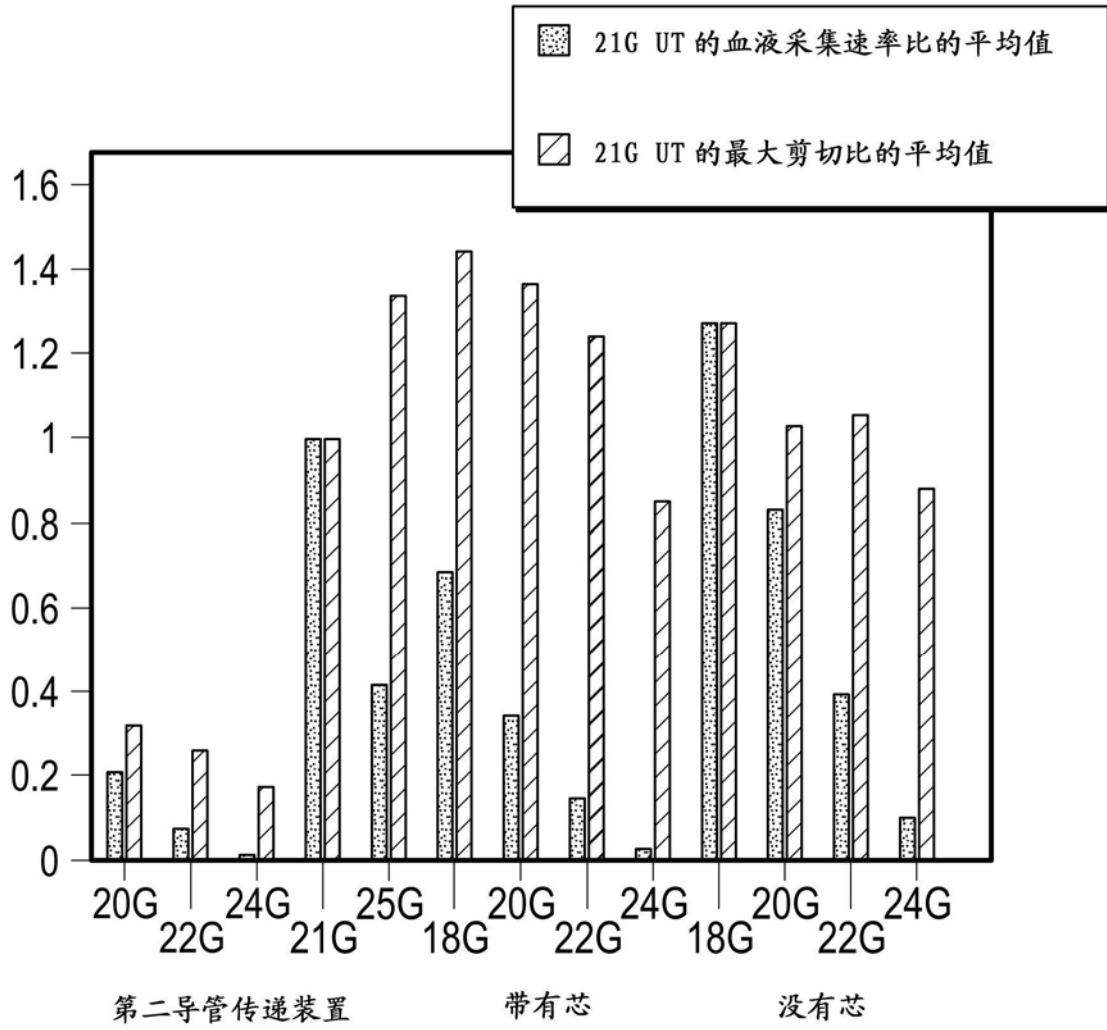


图8

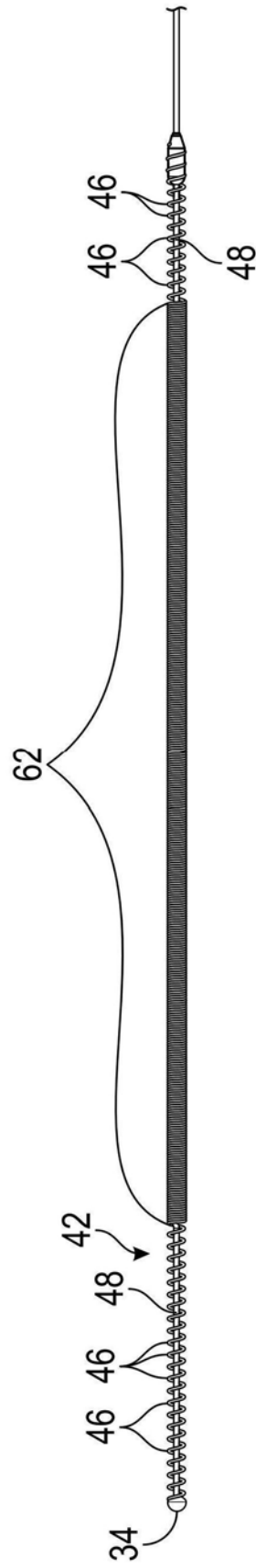


图9A

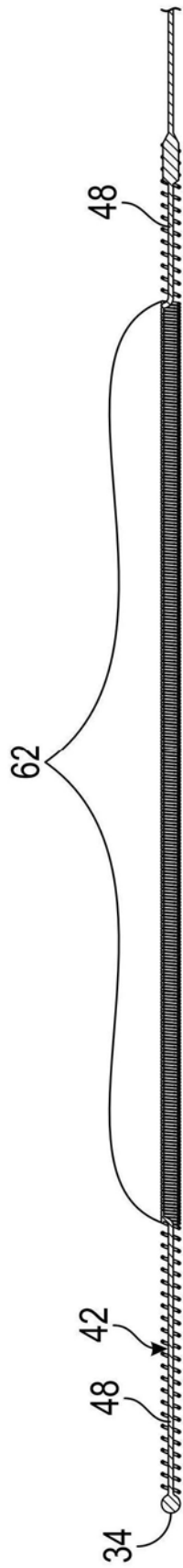


图9B

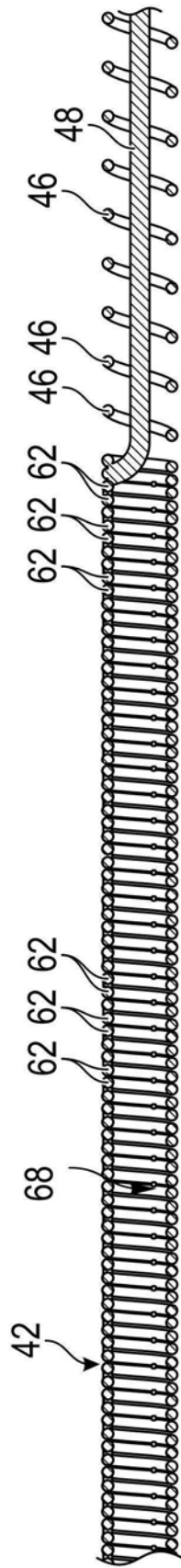


图9C

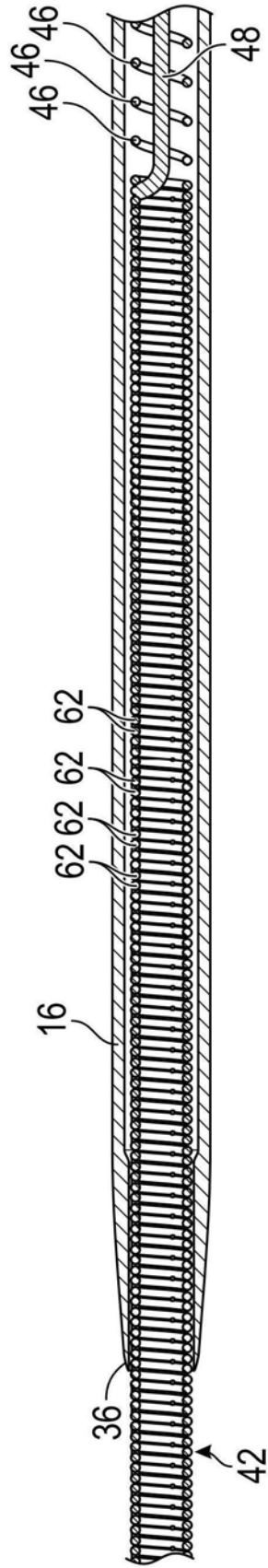


图9D



图10A



图10B



图10C



图10D



图10E

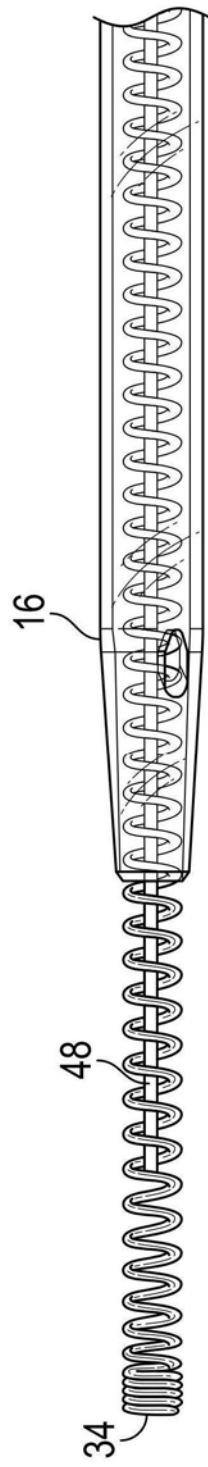


图10F

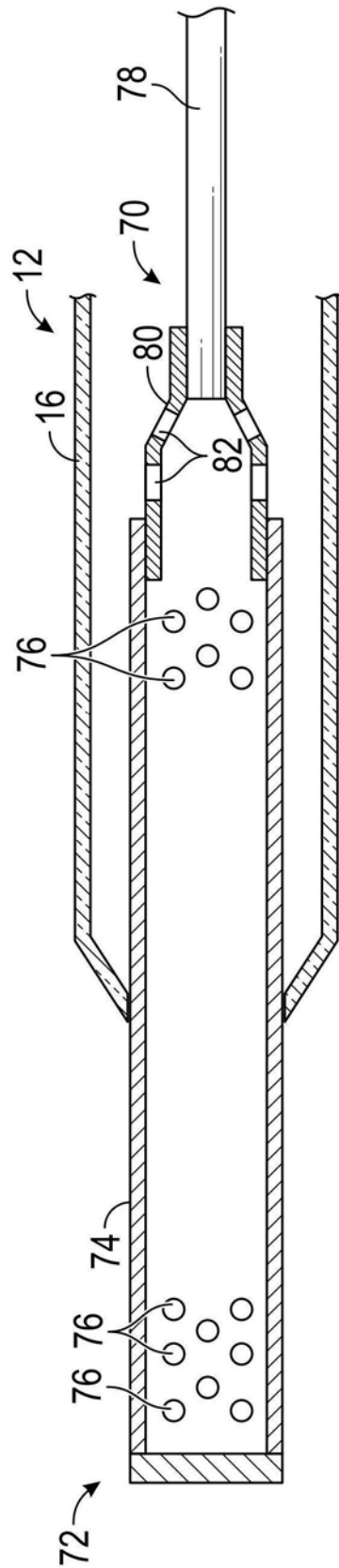


图11

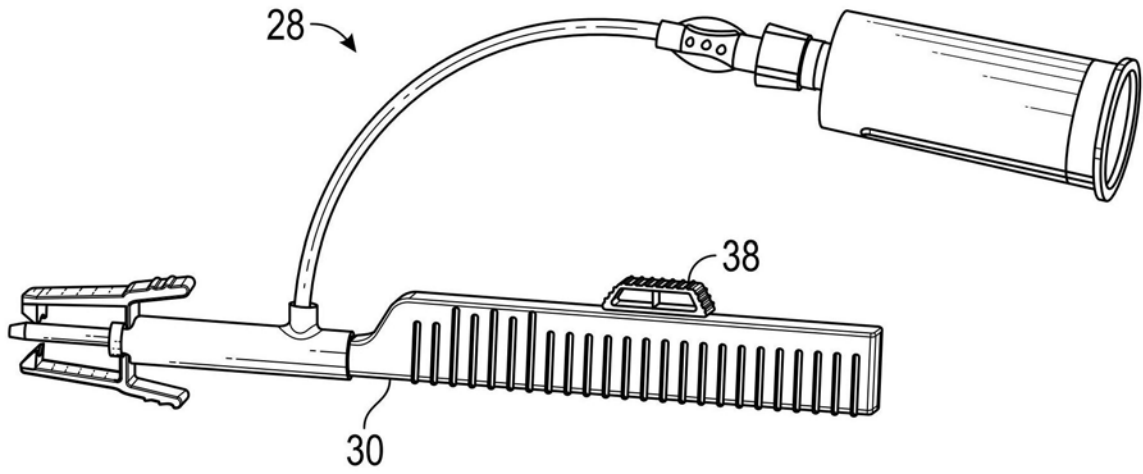


图12A

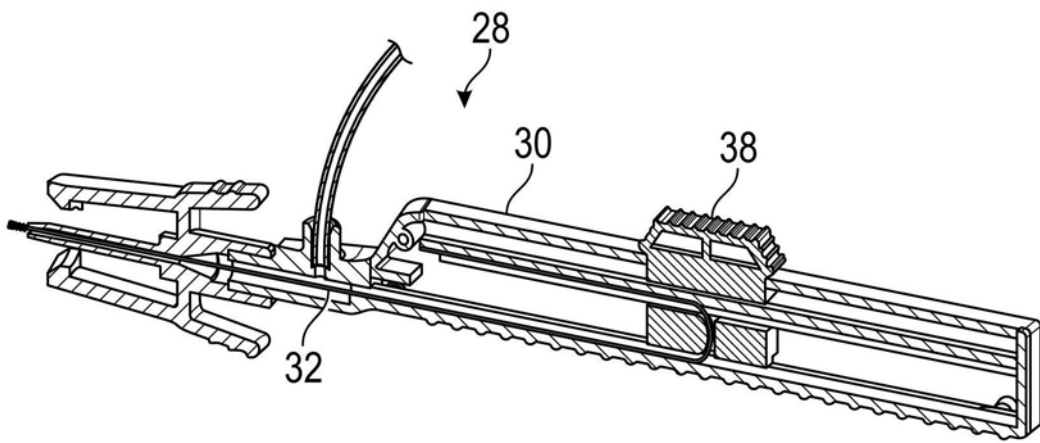


图12B