



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112867455 A

(43) 申请公布日 2021.05.28

(21) 申请号 201980067623.1

托马斯·图

(22) 申请日 2019.08.08

(74) 专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

(30) 优先权数据

62/718,248 2018.08.13 US

62/718,269 2018.08.13 US

代理人 邬玥 方挺

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.04.13

(51) Int.Cl.

A61B 17/22 (2006.01)

A61B 17/221 (2006.01)

A61B 17/3207 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2019/045794 2019.08.08

A61M 25/02 (2006.01)

A61M 25/08 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/036809 EN 2020.02.20

A61M 25/09 (2006.01)

(71) 申请人 伊纳里医疗有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 本·梅里特 贾奎琳·马西亚斯

布莱恩·迈克·斯特劳斯

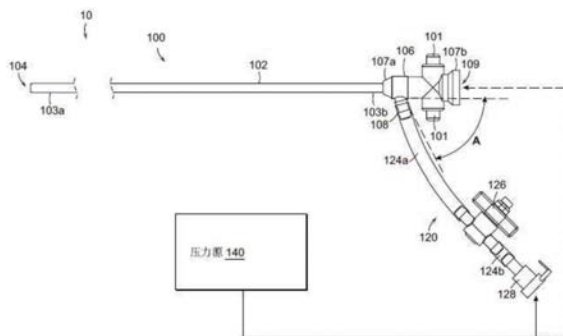
权利要求书4页 说明书26页 附图42页

(54) 发明名称

治疗栓塞的系统和相关的装置和方法

(57) 摘要

本文公开了用于血管内治疗人类患者血管内的凝块物的系统和方法。根据本技术的实施例的方法可以包括,例如,将导管的远侧部分的位置设置在血管内凝块物附近。所述方法还可包括经由包括阀或其他流体控制装置的管道子系统将压力源耦接到导管,并且在阀关闭时激活压力源以充入真空。然后可以打开阀以将真空施加到导管,从而将凝块物的至少一部分从血管吸入导管。



1. 一种用于来自人类患者的血管内的凝块物的血管内治疗方法,所述方法包括:
将导管的远侧部分的位置设置在所述血管内的所述凝块物附近;
经由流体控制装置将压力源耦接到所述导管,其中 (a) 打开所述流体控制装置将所述压力源流体连接到所述导管,以及 (b) 关闭所述流体控制装置将所述压力源与所述导管流体断开;
在所述流体控制装置关闭时激活所述压力源以产生真空;以及
打开所述流体控制装置以将所述真空施加到所述导管,从而将所述凝块物的至少一部分吸入所述导管。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述导管限定具有第一直径的腔,其中所述压力源包括具有尖端的注射器,并且其中所述尖端限定具有第二直径的孔,所述第二直径大于所述第一直径。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述注射器是真空压力锁定注射器。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中打开所述流体控制装置以将所述真空施加到所述导管包括在所述导管的所述远侧部分产生小于约1秒的抽吸。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述压力源包括压力容器和经由单向阀流体耦接到所述压力容器的注射器,其中
将所述压力源耦接到所述导管包括将所述压力容器耦接到所述导管;以及
激活所述压力源以产生所述真空包括致动所述注射器一次或多次以排空所述压力容器。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述注射器是第二注射器,所述压力容器是第一注射器,并且其中激活所述压力源包括:(i) 致动所述第一注射器和 (ii) 致动所述第二注射器。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中激活所述压力源包括在致动所述第一注射器之前致动所述第二注射器。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述压力源包括具有第一柱塞和第二柱塞的注射器,其中激活所述压力源包括缩回所述第一柱塞,并且其中打开所述流体控制装置包括缩回所述第二柱塞。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,在缩回所述第一柱塞第一距离之后,所述第一柱塞与所述第二柱塞相配合,使得所述第一柱塞的进一步缩回同时地缩回所述第二柱塞。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述压力源是具有大于约60cc的体积的注射器,并且其中激活所述压力源包括旋转手柄以缩回所述注射器的柱塞。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中打开所述流体控制装置以施加所述真空包括在所述导管的远侧部分处提供几乎瞬时的抽吸。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中设置所述导管的远侧部分的位置包括将所述远侧部分的位置设置在所述凝块物的近侧。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中设置所述导管的所述远侧部分的位置包括将所述远侧部分的位置至少部分地设置在所述凝块物内。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方法还包括经由流体耦接在所述压力源和所述导管之间的过滤器从血液中过滤所述凝块物。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中所述方法还包括经由所述导管将所述过滤的血液重新引入所述血管中。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中从所述血液中过滤所述凝块物包括从所述压力源内的血液中过滤所述凝块物。

17. 一种用于血管内治疗来自人类患者的血管内的凝块物的方法,所述方法包括:

将第一导管的远侧部分的位置设置在所述血管内的所述凝块物附近的治疗部位处;

经由流体控制装置将压力源耦接到所述第一导管,其中 (a) 打开所述流体控制装置将所述压力源流体连接到所述第一导管,以及 (b) 关闭所述流体控制装置将所述压力源与所述第一导管流体断开;

在所述流体控制装置关闭时激活所述第一压力源以产生真空;

打开所述流体控制装置以将所述真空施加到所述第一导管,从而将所述凝块物的至少一部分吸入所述第一导管;以及

缩回所述第一导管进入第二导管的远侧部分中。

18. 根据权利要求17所述的方法,还包括:

将所述第一导管通过所述第二导管并从所述患者撤出;以及推进第三导管通过所述第二导管到所述治疗部位。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中所述压力源是第一压力源,并且其中所述方法还包括:

将第二压力源耦接到所述第二导管;以及

激活所述第二压力源以在所述第二导管的所述远侧部分处产生抽吸。

20. 根据权利要求17所述的方法,其中所述压力源是第一压力源,其中所述流体控制装置是第一流体控制装置,并且其中所述方法还包括经由第二流体控制装置将第二压力源耦接到所述第二导管,其中 (a) 打开所述第二流体控制装置将所述第二压力源流体连接到所述第二导管,以及 (b) 关闭所述流体控制装置将所述第二压力源与所述第二导管流体断开。

21. 根据示例20所述的方法,还包括:

在所述第二流体控制装置关闭时激活所述第二压力源以产生真空;以及

打开所述第二流体控制装置以将所述真空施加到所述第二导管,从而在所述第二导管的所述远侧部分处产生抽吸。

22. 根据权利要求17所述的方法,其中所述压力源是第一压力源,其中将所述第一导管的所述远侧部分的位置设置在所述治疗部位处包括推进所述第一导管通过所述第二导管的腔并超过密封件,其中所述密封件将所述第二导管的所述腔与所述血管流体断开,并且其中所述方法还包括:

将第二压力源耦接到所述第二导管;

激活所述第二压力源以在所述第二导管的所述腔中产生真空;以及

在打开所述流体控制装置之后,缩回所述第一导管通过所述第二导管的所述腔并超过所述密封件,从而将所述凝块物的另一部分吸入所述第二导管。

23. 根据权利要求17所述的方法,其中所述方法还包括在所述血管内将所述第二导管的远侧部分的位置设置在所述治疗部位附近。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中设置所述第一导管的所述远侧部分的位置包括

在设置所述第二导管的位置之前推进所述第一导管通过所述血管,并且其中设置所述第二导管的远侧部分的位置包括经第一导管推进所述第二导管。

25. 根据权利要求23所述的方法,其中设置所述第二导管的所述远侧部分的位置包括在设置所述第一导管的位置之前推进所述第二导管通过所述血管,并且其中设置所述第一导管的位置包括推进所述第一导管通过所述第二导管的腔。

26. 一种用于血管内治疗来自人类患者的血管内的凝块物的系统,所述系统包括:
导管,其被配置成在所述血管内将其位置血管内地设置在所述凝块物附近的治疗部位处;

管道组件,其被耦接到所述导管并且包括流体控制装置;以及

压力源,其用于产生负压,

其中所述压力源包括被配置成耦接到所述管道组件的尖端,

其中所述尖端限定孔,该孔的直径大于或等于所述导管的直径,以及

其中所述流体控制装置能够在第一位置和第二位置之间移动,

(a) 在所述第一位置中,所述压力源经由所述管道组件流体连接到所述导管,和 (b) 在所述第二位置中,所述压力源从所述导管流体断开。

27. 根据权利要求26所述的系统,其中所述压力源是注射器,并且其中所述孔的直径大于20French。

28. 根据权利要求26所述的系统,其中所述压力源包括

压力容器,所述压力容器具有所述尖端;

注射器,所述注射器具有柱塞;

第一单向阀,所述第一单向阀将所述压力容器耦接到所述注射器;以及

第二单向阀,所述第二单向阀耦接到所述注射器,

其中所述柱塞在第一方向上的移动通过所述单向阀将流体从所述压力容器抽入所述注射器中,以及

其中所述柱塞在第二方向上的移动迫使流体通过所述第二单向阀流出所述注射器。

29. 根据权利要求28所述的系统,其中在所述柱塞在所述第二方向上的移动期间关闭所述第一单向阀。

30. 根据权利要求28所述的系统,其中在所述柱塞在所述第一方向上的移动期间关闭所述第二单向阀。

31. 根据权利要求28所述的系统,其中所述压力容器是注射器。

32. 一种用于在人类患者的血管内将抽吸导管的位置血管内地设置在凝块物附近的方法,所述方法包括:

朝所述凝块物推进所述抽吸导管通过所述血管;

打开流体连接到所述抽吸导管的阀;

通过确定大体上没有血流通过所述阀来确定所述抽吸导管的远侧部分与所述凝块物配合;

向近侧缩回所述抽吸导管;

通过确定有血流通过所述阀来确定所述抽吸导管的所述远侧部分位于所述凝块物附近;以及

关闭所述阀。

33. 根据权利要求32所述的方法,其中所述方法还包括向近侧缩回所述抽吸导管之前关闭所述阀。

34. 根据权利要求32所述的方法,其中打开所述阀包括按下所述阀上的按钮。

治疗栓塞的系统和相关的装置和方法

技术领域

[0001] 本技术大体上涉及用于人类患者的血管内栓塞和/或血栓(thrombi)的血管内治疗的系统,方法,和装置。特别地,本技术的一些实施例涉及用于释放储存的真空压力以从血管抽吸(aspirate)凝块物的系统。

背景技术

[0002] 血栓栓塞性(Thromboembolic)事件的特征在于血管的闭塞。血栓栓塞性疾病(如中风,肺栓塞,心脏病发作,外周血栓形成,动脉粥样硬化等)影响许多人。这些疾病是发病率和死亡率的主要原因。

[0003] 当动脉被凝块闭塞时,产生组织缺血。如果闭塞持续,则缺血将发展为组织梗塞。然而,如果血流被快速重建,则梗塞不会产生或被极大地限制。血流重建失败可相应地导致肢缺损,心绞痛,心肌梗死,中风,或甚至死亡。

[0004] 在静脉循环中,闭塞物也可导致严重危害。血液凝块可以在腿部和骨盆的大静脉中产生,通常病症称为深静脉血栓形成(DVT)。DVT通常发生在有血液淤塞倾向(例如,长途航空旅行,不动性等)和凝血(例如,癌症,近期外科手术(如骨外科手术)等)的地方。DVT可阻塞腿部静脉血液回流(drainage),导致肿胀,溃疡,疼痛,和感染。DVT还可产生贮存器(reservoir),在贮存器中血液凝块可聚集且接着行进到身体的其他部分,包括心脏,肺,脑(中风),腹部器官,和/或肢体。

[0005] 在肺循环中,不想要的物质可通过阻塞肺动脉(称为肺栓塞的病症)导致伤害。如果阻塞在主要或大肺动脉分支上游,它会严重损害肺内的总血流,并因此严重损害整个身体。这可导致低血压和休克。如果阻塞在大至中肺动脉分支下游,它可以阻止相当一部分肺参与向血液的气体交换,从而导致低血氧和血液中二氧化碳的积累。

[0006] 有许多现有技术通过闭塞的血管重建血流。例如,栓子切除术(Embolectomies)是一种外科手术技术,其涉及切开血管并将尖端有球囊的(balloon-tipped)装置(如Fogarty导管)设置在闭塞的位置。然后再超过凝块的点使球囊充气并且球囊被用于将阻塞物抽取(withdraw)到切口点。然后由外科医生移除阻塞物。虽然这种外科技术是有用的,但是使患者接受外科手术可能是创伤性的并且在可能时最好避免。另外,由于撤出(withdraw)导管时可能损坏血管内衬(lining)的风险,Fogarty导管的使用可能有问题。

[0007] 经皮方法也用于重建血流。常见的经皮技术被称为球囊血管成形术,其中尖端有球囊的导管被引入血管(例如,通常通过导入导管)。然后将尖端有球囊的导管推进到闭塞点并充气以扩张狭窄。球囊血管成形术适合于治疗血管狭窄,但对于治疗急性血栓栓塞大体上无效,因为没有任何闭塞物被移除并且在扩张之后经常发生再狭窄。另一经皮技术涉及将导管设置在凝块附近并输注(infusing)链激酶,尿激酶,或其他血栓溶解剂以溶解凝块。不幸的是,血栓溶解通常花费数小时至数天才成功。另外,血栓溶解剂可能导致出血,并且在许多患者中根本不能使用血栓溶解剂。

[0008] 存在用于执行血栓切除术或移除其他异物的多种装置。然而,已经发现这样的装

置具有高度复杂的结构,对治疗血管造成创伤,或者缺乏适当地固定在血管上的能力。此外,许多装置具有高度复杂的结构,其导致制造和质量控制困难以及当通过弯曲或小直径导管时的递送问题。较不复杂的装置可允许使用者拉动凝块,特别是对于没有经验的使用者,并且这样的装置可能不完全捕获和/或收集所有的凝块物。

[0009] 因此,存在用于栓塞提取的改进的系统和方法的需要。

附图说明

[0010] 参考以下附图可以更好地理解本技术的许多方面。附图中的部件不一定按比例绘制。而是强调清楚地说明本公开的原理。

[0011] 图1是根据本技术配置的凝块移除系统的部分示意性侧视图。

[0012] 图2是根据本技术配置的锁定注射器的侧视图。

[0013] 图3A是根据本技术配置的锁定注射器的侧视图。

[0014] 图3B是根据本技术配置的用于将图3A的锁定注射器连接到图1的凝块移除系统的适配器的侧视图。

[0015] 图3C是耦接到图3A的锁定注射器的图3B的适配器的侧视图。

[0016] 图3D是经由图3B的适配器耦接到图1的凝块移除系统的图3A的锁定注射器的侧视图。

[0017] 图4A是根据本技术配置的另一压力源的立体侧视图,图4B和4C是图4A的压力源在操作期间的放大示意性侧视图。

[0018] 图5是根据本技术配置的自动释放注射器的横截面侧视图。

[0019] 图6是根据本技术配置的注射器的立体俯视图。

[0020] 图7是根据本技术配置的经丝(over-wire)锁定注射器的侧视图。

[0021] 图8是根据本技术操作凝块移除系统的过程或方法的流程图。

[0022] 图9A-9C是根据本技术在使用图3的锁定注射器进行凝块移除程序(procedure)期间的图1的凝块移除系统的近侧部分的侧视图。

[0023] 图10A和10B是根据本技术在凝块移除程序期间的图1的凝块移除系统的远侧部分的示意图。

[0024] 图11是根据本技术配置的另一凝块移除系统的部分示意性侧视图。

[0025] 图12是根据本技术操作凝块移除系统的另一过程或方法的流程图。

[0026] 图13A-14C是根据本技术在凝块移除程序期间的图11的凝块移除系统的远侧部分的示意图。

[0027] 图15是根据本技术操作凝块移除系统的另一过程或方法的流程图。

[0028] 图16A-16E是根据本技术在凝块移除程序期间的图11的凝块移除系统的远侧部分的示意图。

[0029] 图17是根据本技术配置的另一凝块移除系统的部分示意性侧视图。

[0030] 图18A-18H是根据本技术在凝块移除程序期间,图17所示的凝块移除系统的远侧部分的侧视图。

[0031] 图19是根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的压力源的立体侧视图。

- [0032] 图20A是根据本技术配置的过滤器装置和压力源的部分分解侧视图。
- [0033] 图20B是耦接到图20A的过滤器装置的图20A的注射器立体侧视图。
- [0034] 图20C是耦接到图1的凝块移除系统的图20B的过滤器装置和注射器的侧视图。
- [0035] 图20D和20E是耦接到图1的凝块移除系统以向患者重新引入血液的图20A中的注射器的侧视图。
- [0036] 图21A是根据本技术配置的过滤器装置,压力源,和再输注注射器的部分分解侧视图。
- [0037] 图21B是耦接到图21A的压力源和再输注注射器的图21A的过滤器装置的立体侧视图。
- [0038] 图22是根据本技术配置的过滤器装置的部分分解侧视图。
- [0039] 图23是根据本技术配置的过滤器装置的部分分解侧视图。
- [0040] 图24是根据本技术配置的图1凝块移除系统的放大等距视图。
- [0041] 图25是根据本技术配置的图1凝块移除系统的放大等距视图。

具体实施例

[0042] 本技术大体上针对从人类患者的血管中移除凝块物的方法和系统。在一些实施例中,可以将导管的位置血管内地设置在血管内,使得导管的远侧部分(例如,远侧开口)位于在血管内的凝块物附近。可以经由位于患者体外的阀或其他流体控制装置将导管与压力源流体耦接。在阀关闭的情况下,可以激活压力源以向压力源的真空室充入真空。然后可以打开阀,将真空施加于导管,从而将凝块物的至少一部分从血管吸入导管。在一些实施例中,介入装置可以通过导管被递送并用于在将真空施加于导管之前和/或之后与凝块物配合。

[0043] 在本技术的一个方面中,压力源被配置成在压力源与导管流体连接之前产生真空并储存真空。因此,打开流体控制装置可以瞬时或几乎瞬时地将储存的真空压力施加到导管上,从而在整个导管中产生抽吸。特别地,抽吸被施加在凝块物附近的导管远侧部分。相比于,例如,简单地激活压力源而将其流体连接到导管,在将真空施加到导管之前预充或储存真空可以在导管远侧部分处和/或附近产生更大的吸力(以及相应的流体流速)。施加储存的真空而产生的更大的吸力可用于从人类患者的血管内抽吸或移除凝块物。

[0044] 尽管下文中对用于治疗肺栓塞的装置,系统,和方法描述了许多实施例,但是本文所述的那些之外附加地,其他应用和其他实施例也在本技术范围内(例如,栓塞治疗以外的血管内程序,治疗脑栓塞的血管内程序,治疗深静脉凝块形成(DVT)的血管内程序等)。另外,本技术的其他几个实施例可以具有与本文所述的配置,状态,部件,或程序不同的配置,状态,部件,或程序。此外,还应理解,参考图1-25所述的实施例的特定元件,子结构,优点,用途,和/或其他特征可以与根据本技术的附加实施例合适地相互交换,替代,或配置。此外,参考图1-25所述的实施例的合适的元件可以用作独立和/或自包含装置。因此,本领域的普通技术人员将相应地理解,本技术可以具有包括附加元件的其他实施例,或者本技术可以具有没有下文参考图1-25所示和所述的几个特征的其他实施例。

[0045] 关于本说明书中的术语“远侧”和“近侧”,除非另有规定,否则这些术语可以参考导管子系统的部分相对于操作者和/或脉管系统中的位置的相对位置。而且,如本文所使用的,“向后”,“向前”,“向上”,“向下”等的指定并不意味着限制所参考部件在特定方向上使

用。应当理解,这样的指定是指如图中所示的所参考部件的方向;本技术的系统可以在适合于用户的任意方向上使用。

[0046] 本文所提供的标题仅为方便,不应被解释为限制所公开的主题。

[0047] 一,凝块移除系统的所选择的实施例

[0048] 图1是根据本技术实施例配置的包括抽吸组件10(“组件10”)的凝块治疗或凝块移除系统的部分示意性侧视图。在所示的实施例中,组件10包括导管子系统100,管道子系统120,和压力源140。导管子系统100包括导管102(例如,抽吸导管),导管102包括伸长轴,该伸长轴限定腔104并且具有远侧部分103a和近侧部分103b。导管子系统100还包括可与导管102的近侧部分103b集成或耦接的阀106。

[0049] 在所示的实施例中,阀106包括远侧部分107a,近侧部分107b,和从远侧部分107a延伸至近侧部分107b的腔109。阀106还包括腔109中的流量控制器(图1中被遮蔽)。在一些实施例中,所述阀是止血阀,其被配置成当诸如递送鞘,拉动构件,导丝,介入装置,其他抽吸导管(例如,如参考图11-16E详细描述)等的多种部件被插入通过阀106而通过导管102被递送到血管中的治疗部位时,通过阻止流体在近侧方向上流动通过阀106而在凝块移除程序期间维持止血。阀106还包括分支或侧端口108,其位于腔109中流量控制器的远侧并且被配置成将导管102的腔104流体耦接到管道子系统120。在所示的实施例中,阀106包括按钮101,其可被致动(例如,按下)以在腔109内打开管。在一些实施例中,阀106可以是在2018年8月30日提交的标题为“止血阀和使用方法”的美国专利申请号No.16/117,519中公开的阀的类型,其通过引用整体并入本文。在一些实施例中,阀106的近侧部分107b还被配置成可拆卸地(例如,经由扣合布置)耦接到缩回/抽吸装置,用于抽吸导管102的腔104和/或用于缩回位于腔104内的介入装置,导管,递送鞘,导管等。在2015年6月9日提交的标题为“用于治疗栓塞的缩回和抽吸装置及相关系统和方法”的美国专利申请号No.9,526,864中公开了这种缩回/抽吸装置和相关方法的具体细节,其通过引用整体并入本文。

[0050] 管道子系统120将导管子系统100流体耦接到压力源140。更具体地,管道子系统120可以包括一个或多个管道分段124(分别被标记为第一管道分段124a和第二管道分段124b),至少一个流体控制装置126(例如,阀),用于将管道子系统120流体耦接到压力源140的至少一个连接器128,和/或其他合适的部件。更具体地,在所示的实施例中,流体控制装置126是旋塞,其(i)经由第一管道分段124a流体耦接到阀106的侧端口108,和(ii)经由第二管道分段124b流体耦接到连接器128。在一些实施例中,流体控制装置126可限定腔,该腔的直径(或截面尺寸)大于或等于导管102的腔104的直径,第一管道分段124a的直径,和/或第二管道分段124b的直径。

[0051] 流体控制装置126可由用户在外操作,以调节流过其中的流体,具体地,从导管102的腔104到压力源140的流体。在其他实施例中,流体控制装置126可以是夹具,其可以被致动(例如,被用户的手压下或挤压)以部分或完全限制流过管道分段124a和/或管道分段124b的流体。在另一其他实施例中,可以省略流体控制装置126,并将其功能合并入压力源140中(例如,如下文参考图5详细描述的)。在一些实施例中,流体控制装置126可包括快速释放机制(例如,用弹簧顶住的设备),用于快速打开,松开等流体控制装置126以(例如,瞬时或几乎瞬时地)将压力源140与导管102流体连接。在一些实施例中,可以(例如,通过马达,开关等)自动打开/关闭流体控制装置126。当压力源140预充有真空时,如下文详细描述

的,这样的快速释放流体控制装置126可以减少组件10中的压力在流体控制装置126打开后达到平衡所需的时间,并且可以由此增加在导管102的远侧部分103a处产生的吸力。

[0052] 在一些实施例中,连接器128是快速释放连接器(例如,快速断开配件),它能够使导管102和流体控制装置126与压力源140快速耦接/去耦接。在其他实施例中,管道子系统120可以具有更多或更少的管道分段,连接器,和/或流体控制装置,并且可以具有其他合适的配置。在一些实施例中,一个或多个组件可以永久连接和/或一体形成。

[0053] 压力源140被配置成产生(例如,形成,创建,充入,建立等)真空(例如,负相对压力)并储存真空以供随后施加于导管子系统100。下文参考图2-7详细描述了合适的压力源的更多细节。在组件10的操作期间,用户可以在激活压力源140之前首先关闭流体控制装置126以在压力源140(例如,压力源140的真空室)内积聚真空压力。在一些实施例中,用户可以控制或选择所产生真空的体积。以这种方式,在将压力源140流体连接到导管子系统100之前将真空充入压力源140内。为了抽吸导管102的腔104,用户可以打开流体控制装置126以将压力源140流体连接到导管子系统100,从而将储存在压力源140中的真空施加或释放到导管102的腔104。流体控制装置126的打开瞬时或几乎瞬时地将储存的真空压力施加到管道子系统120和导管102,从而在整个导管102中产生抽吸。特别地,在导管102的远侧部分103a处施加抽吸。在本技术的一个方面中,相比于简单地激活压力源140而将其流体连接到导管,在将真空施加到导管102的腔104之前预充或储存真空预期在导管102的远侧部分103a处和/或附近产生更大的吸力(和相应的流体流速)。如下文详细描述,由施加储存的真空所产生的吸力可用于从人类患者的血管内吸出或移除凝块物。二,供凝块移除系统使用的压力源的所选择的实施例

[0054] 如上文参考图1详细描述,本技术的组件10包括被配置成充入真空的压力源(例如,真空源,负压源等),该真空可被施加到导管子系统100以产生吸力以从血管内吸出凝块物。一般来说,压力源可以是用于产生和/或储存负压的任何合适的源或源的组合。在一些实施例中,压力源可以是泵(例如,耦接到真空室的电泵),而在其他实施例中,压力源可以包括一个或多个注射器,该注射器可以由组件10的用户致动或激活,以在其中产生和储存真空。

[0055] 图2是根据本技术配置的包括真空压力锁定注射器(“注射器240”)的压力源240的侧视图。在一些实施例中,注射器240可以由麦瑞通医疗设备有限公司以商标“VacLok”出售的注射器类型。在所示实施例中,注射器240包括柱塞242,该柱塞242可滑动且可旋转地位于室或筒244内。为了清楚起见,图2中筒244显示为透明的。柱塞242包括密封件243和多个分度构件246,该分度构件246限定相邻对之间的槽248。突片构件245从筒244的内表面向内突出,并且被配置成可移除地位于槽248中,以将柱塞242锁定在相对于筒244的位置。在一些实施例中,筒244可由透明物质制成,该透明物质允许用户观察筒244内的物质(例如,凝块物),并观察在槽248和突片构件245之间的相对位置以锁定注射器240。

[0056] 一起参考图1和图2,注射器240还包括用于将注射器240耦接到管道子系统120的尖端247。在所示的实施例中,尖端247是可经由一个或多个合适的适配器耦接到连接器128的标准鲁尔(luer)连接器。尖端247还限定具有内径 D_1 的腔或孔249。在一些实施例中,直径 D_1 为约0.103”,或约0.080”至约0.200”,或约0.100”至约0.150”,或约0.100”至约0.110”。在一些实施例中,内径 D_1 约为14French。

[0057] 在组件10的操作期间,用户可以首先关闭流体控制装置126,然后握紧柱塞242和/或筒244,将柱塞242至少部分地从筒244中撤出(例如,缩回),从而在筒244中产生真空。一旦用户将柱塞242撤出到足够的或所需的体积,用户就可以通过相对于筒244旋转柱塞242来锁定柱塞242,使得突片构件245位于槽248中相应的一个内。在其他实施例中,注射器240可以不是锁定注射器,而是用户可以保持柱塞242在相对于筒244的位置。而且,用户可以通过或多或少地撤出柱塞242来控制真空的体积,以便在流体控制装置126打开时提供所需的抽吸/吸出量或水平。在一些实施例中,注射器的体积为约60cc或小于约60cc。

[0058] 图3A是根据本技术配置的包括真空压力锁定注射器(“注射器340”)的压力源340的侧视图。注射器340可以具有一些特征,这些特征大体上类似于上文参考图2所描述的注射器240的特征。例如,注射器340包括柱塞342,该柱塞342可滑动且可旋转地位于筒344内,并且柱塞342包括多个分度构件346,该分度构件346限定其相邻对之间的槽348。为了清楚起见,图3A(和图3C)中将筒344显示为透明的。在撤出柱塞342时,用户可以通过相对于筒344旋转柱塞342以将柱塞342锁定在指定的体积,使得筒344的内表面上的突片构件345位于槽348中相应的一个内。在一些实施例中,注射器340的最大体积为约60cc或大于60cc。

[0059] 在所示的实施例中,注射器340包括限定腔或孔349的大口径尖端347,例如托米(Toomey)尖端。在一些实施例中,孔349的内径 D_2 可大于或等于组件10(例如,导管102和管道子系统120)的最大内径。在某些实施例中,尖端347可为约26French或更大。因此,一起参考图2和3A,直径 D_2 可以大于尺寸 D_1 。例如,尺寸 D_2 可以是直径 D_1 的约两倍,三倍,四倍,或更多倍。

[0060] 图3B是根据本技术配置的用于将注射器340连接到导管子系统100的适配器350的侧视图。图3C是耦接到注射器340的适配器350的侧视图,图3D是经由适配器350耦接到管道子系统120的注射器340的侧视图。为了便于说明,适配器350在图3C中显示为部分透明的。参考图3B,适配器350包括(i)限定内径为 D_3 的第一腔或孔352的第一部分351,(ii)限定第二腔或孔354的第二部分353,以及(iii)在第一和第二部分351,353之间的台阶表面或接口355。第一部分351还可以包括密封件357,例如,围绕其外表面的O形环。

[0061] 一起参考图3A-3D,适配器350的第二孔354被配置成可移除地在其中接收注射器340的尖端347。在一些实施例中,可通过过盈配合将尖端347紧贴地接收在第二孔354中。在一些实施例中,密封件(例如,O形环)可位于尖端347的外表面和第二孔354的内表面之间。在其他实施例中,注射器340可与适配器350永久耦接或一体形成。适配器350的第一部分351被配置成可移除地位于管道子系统120的连接器128内,以将注射器340流体耦接到管道子系统120。在一些实施例中,适配器350的第一部分351可以被推入连接器128中,直到接口355与连接器128邻接。当适配器350的第一部分351位于连接器128内时,密封件357密封在连接器128和适配器350之间的接口。

[0062] 可以选择适配器350的第一个孔352的直径 D_3 为约等于或大于组件10的最大内径(例如,导管102和管道子系统120)。例如,导管102可以是约9French或更大,并且可以选择直径 D_3 为大于导管102的大小。因此,当流体控制装置126打开时,导管102和注射器340之间的连续的腔可以具有大体上恒定的直径和/或在注射器340和管道子系统120之间的接口处不包含任何缩小。也就是说,适配器350可以连接注射器340和管道子系统120,而不限或缩小流体路径。相比之下,标准的鲁尔连接器(例如,注射器240)只能为约8French或更小的

导管提供连续的腔。导管102和注射器340之间的流体路径的任何缩小都可以减少当将储存在注射器340中的真空施加到导管102时可以产生的体积流率(例如,吸力和流速)。

[0063] 一般来说,注射器340和适配器350可以减少组件10中的流体阻力,从而当打开流体控制装置126以向导管102施加所充入的真空时,便于组件10中更快达到压力平衡。在一些实施例中,例如,当注射器240(图2)充入60cc真空并且流体控制装置126打开时,组件10中的压力可需要约1-2秒来平衡。相比之下,当注射器340充入60cc真空并且流体控制装置126打开时,组件10中的压力可需要小于约1秒(例如,约0.5秒)的时间来平衡。更具体地,表1示出了当注射器240耦接到20French导管(即,导管102)时的代表性压力平衡时间和相关流速。表2示出了当注射器340和适配器350耦接到20French导管(即,导管102)时的代表性压力平衡时间和相关流速。

[0064] 表1

[0065]	压力平衡时间 (秒)	流速 (cc/秒)
	2.0	30.0
	1.9	31.6
	1.8	33.3
	1.7	35.3
[0066]	1.6	37.5
	1.5	40.0
	1.4	42.9
	1.3	46.2

[0067] 表2

[0068]	压力平衡时间 (秒)	流速 (cc/秒)
	0.9	66.7
	0.8	75.0
	0.7	85.7
	0.6	100.0
	0.5	120.0
	0.4	150.0
	0.3	200.0
	0.2	300.0
	0.1	600.0

[0069] 在每种情况下,注射器340提供相对更快的平衡时间和相应更大的流速。预期由注射器340提供的更快的压力平衡和流速将在导管102的远侧部分103a处相应地提供更大的吸力。也就是说,一般来说,增加用于提供真空压力的注射器的孔径预期将在较小的时间段

内提供更大的吸力(例如,将提供更大的真空冲量)。在一些实施例中,更大的吸力可便于从患者的血管中移除凝块物,即使在凝块物紧紧地滞留或附着在血管内(例如,慢性凝块)的情况下也是如此。

[0070] 此外,如图3D所示,适配器350可以将注射器340耦接到连接器128,而无需任何中间管道分段或附加的适配器。这样的布置可以最小化将导管102流体连接到注射器340的部件的总长度,体积等。预期在导管102的远侧部分103a处产生的吸力的大小(例如,当通过打开流体控制装置126将注射器340中所充入的真空施加到导管102时)与压力源340和导管102之间的流体路径的长度成比例。因此,预期组件10与注射器340和适配器350的操作将增加在导管102的远侧部分103a处产生的吸力。在一些实施例中,更大的吸力可便于从患者的血管中移除凝块物,即使在凝块物紧紧地滞留或附着在血管内(例如,慢性凝块)的情况下也是如此。

[0071] 图4A是根据本技术配置的包括图3A-3D所示的注射器340(“主注射器340”)和次注射器460的压力源400的侧立体图。次注射器460可包括可滑动地位于室或筒464内的柱塞462。主和次注射器340,460可以具有相同的体积或不同的体积。在所示的实施例中,次注射器460的尖端463经由诸如管道的耦接构件465耦接到第一单向阀(例如,止回阀)470。第一单向阀470被配置成将次注射器460流体连接到周围环境或被耦接到第一单向阀470的另一装置。第二单向阀(例如,止回阀)472跨越主注射器340和次注射器460之间并被配置成流体连接主注射器340和次注射器460。更具体地,在所示的实施例中,第二单向阀472连接在适配器350的第一部分351和耦接构件465之间。在其他实施例中,第二单向阀472可以以不同方式耦接主和次注射器340,460。例如,第二单向阀472可以跨越并直接连接筒344,464。主和次注射器340,460可以经由一个或多个连接器474耦接或紧固在一起,一个或多个连接器474固定筒344,464相对于彼此的位置。

[0072] 在一些实施例中,第二单向阀472是常开止回阀,其被配置成(i)允许流体(例如,空气)从主注射器340和适配器350流向次注射器460,以及(ii)阻止流体从次注射器460反向流入主注射器340。在一些实施例中,第二单向阀472具有约0psi的开启(例如,打开)压力。在本技术的一个方面中,这样的布置最大化在主注射器340内可充入的真空量。也就是说,第二单向阀472的开启压力不减少主注射器340内的有效真空。在其他实施例中,常闭或其他类型的阀可用于第二单向阀472。然而,在这样的实施例中,压力源400的真空效率将减少了第二单向阀472的开启压力。类似地,第一单向阀470可以是止回阀,其被配置成(i)允许流体从次注射器460流向周围环境(或其他装置)和(ii)阻止流体从周围环境反向流入次注射器460。

[0073] 图4B和4C是操作期间压力源400的放大示意性侧视图。更具体地,图4B和4C分别示出了在柱塞462通过次注射器460的筒464缩回和推进期间通过第一和第二单向阀470,472的流体流动路径。首先一起参考图4A和4B,在柱塞462缩回/撤出期间,(i)第一单向阀470关闭以阻止流体流入次注射器460,而(ii)第二单向阀472打开以允许流体从主注射器340,导管子系统100(图1),和/或管道子系统120(图1)流入次注射器460。该流动路径由图4B中的箭头R表示。一起参考图4A和4C,在柱塞462的推进期间,(i)第一单向阀470打开,以允许流体(例如,排液)从次注射器460流向周围环境(或其他装置),而(ii)第二单向阀472关闭以阻止流体从次注射器460流入(例如,流回)主注射器340,导管子系统100,和/或管道子系统

120。该流动路径由图4C中的箭头A表示。

[0074] 一起参考图1和3A-4C,压力源400可通过将主注射器340耦接到连接器128而耦接到管道子系统120(例如,如图3D所示)。当压力源耦接到管道子系统120时,次注射器460的柱塞462的缩回排空组件10的可排空体积。例如,当流体控制装置126关闭时,通过第二单向阀472,次注射器460的柱塞462的缩回从(i)主注射器340(例如,从筒344,尖端347,和/或适配器350)和(ii)在流体控制装置126和主注射器340之间的部分管道子系统120排空流体。这可以使得能够产生更多的充入/储存真空,用于随后施加到导管子系统100以吸出凝块物。在一些实施例中,在撤出主注射器340的柱塞342之前,可以将次注射器460的柱塞462撤出/推进(例如,“循环”)一次或多次,以便从(i)主注射器340的尖端347和/或(ii)在流体控制装置126和尖端347之间的部分管道子系统120排空空气。在其他实施例中,在撤出主注射器340的柱塞342之后,可以替换地或附加地撤出次注射器460的柱塞462,以进一步排空主注射器340的筒344。在一些实施例中,例如,当流体控制装置126打开时可以循环柱塞462,以便移除在导管子系统100内卡住或堵住的凝块物。也就是说,当流体控制装置126打开时循环次注射器460可以在导管102中产生真空压力和抽吸,以帮助吸出/移除凝块物。

[0075] 在一些实施例中,主和次注射器340,460的体积可以基于使用压力源400的凝块移除程序的一个或多个想要的特性来选择。例如,次注射器460可以具有比主注射器340更大的体积,以允许在主注射器340内充入高真空而同时限制患者的失血。

[0076] 在本技术的一个方面中,压力源400允许在不增加主注射器340体积的情况下产生更多的真空。例如,仅由主注射器340产生的真空与主注射器340的体积成正比。因此,为了单独使用主注射器340产生更多的真空,必须增加主注射器340的体积。相比之下,在压力源400中包含次注射器460以及第一和第二单向阀470,472的配置允许(例如,最大化)产生的真空以独立于主注射器340的体积。因此,例如,当向导管子系统100施加真空时,可以增加产生的真空而不相应地增加从患者处撤出的血液的体积。

[0077] 在一些实施例中(例如,如下文参考图19进一步详细描述),压力源400的主注射器340可以用简单的压力容器或其他体积(例如,罐,筒,管等)替换。在这些实施例中,简单地将次注射器460循环一次或多次,即可在罐中产生真空。在一些实施例中,次注射器460可包括除注射器以外的泵或真空源。同样,次注射器460或其他真空源可以以其他方式(例如,通过不同的止回阀布置)流体耦接到主注射器340,以产生如图4B和4C所示的相同或相似的流动模式。而且,在一些实施例中,第一和第二单向阀470,472可以是其他类型的经由压力源400内的压差进行机械激活/去激活(例如,打开和关闭)而非被动操作的流量控制装置。例如,流量控制装置470,472可以机械地耦接到次注射器460的柱塞462,使得循环柱塞462激活/去激活流量控制装置470,472来以图4B和4C所示的方式操作压力源400。

[0078] 图5是根据本技术配置的包括自动释放注射器(“注射器540”)的压力源540的侧截面图。一般来说,注射器540被配置成在不需要致动中间流体控制装置(例如,图1所示的流体控制装置126)的情况下,自动向导管子系统100施加所选择的体积的充入真空。注射器540可以具有一些特征,这些特征大体上类似于上文参考图2和3A-3D详细描述的注射器240,340的特征。例如,注射器540包括可滑动地位于室或筒544内的第一柱塞542。第一柱塞542还包括第一密封件543,该第一密封件543与筒544的内表面相配合,使得当第一柱塞542通过筒544撤出时,在筒544内形成真空。同样地,一起参考图1和图5,注射器540包括尖端

547 (例如,托米尖端) 以将注射器540 (例如,经由托米尖端适配器) 耦接到管道子系统120并限定孔549。在一些实施例中,孔549具有相对较大的直径,所选直径用于在释放注射器540中储存的真空后在组件10中提供快速的压力平衡。

[0079] 第一柱塞542还可以包括 (i) 被配置成由用户配合以缩回第一柱塞542的抓持部分541和 (ii) 纵向在其中延伸的腔581。在所示的实施例中,柱塞组件582可滑动地位于第一柱塞542的腔581内并延伸通过其中。柱塞组件582包括 (i) 第二柱塞583和 (ii) 可滑动和/或可旋转地位于第二柱塞583的腔585内的释放构件584。释放构件584包括配合构件586,该配合构件586被配置成当第一柱塞542从筒544中撤出时与第一柱塞542的抓持部分541相配合。第二柱塞583包括第二密封件587,该第二密封件587被配置成配合和密封注射器540的孔549的内表面,以使得当通过筒544撤出第一柱塞542时能够在筒544中形成真空。也就是说,第二密封件587可以将注射器的筒544与管道子系统120和导管子系统100密封 (例如,流体断开)。在一些实施例中,注射器540还可以包括O形环579或其他合适的部件,用于密封在第一和第二柱塞542,582之间的接口,以维持在筒544内形成的真空,同时还允许第一柱塞542相对于第二柱塞583移动 (例如,平移)。

[0080] 柱塞组件582还包括一个锁定机制 (未显示),其被配置成允许/阻止释放构件584相对于第二柱塞583纵向移动。在一些实施例中,例如,释放构件584相对于第二柱塞583在第一方向上的旋转可以将两个部件锁定在适当位置,而释放构件584相对于第二柱塞583在第二方向上的旋转可以解锁两个部件,使得释放构件584可以被撤出或推入第二柱塞583的腔585中。在其他实施例中,释放构件584和第二柱塞583可以一体形成或永久锁定在一起。

[0081] 柱塞组件582能够实现 (i) 注射器540的用户选择想要在注射器540中形成的真空的体积,以及 (ii) 经由孔549的开口 (例如,拔出) 自动释放或施加所产生的真空。具体地,在注射器540的操作期间,用户可以首先解锁释放构件584并将释放构件584滑动到对应于想要的真空体积的位置。例如,释放构件584可以沿其长度具有对应于注射器540的体积 (例如,真空室体积) 的刻度线588或其他标记。在选择想要的体积之后,用户可以 (例如,通过旋转释放构件584) 相对于第二柱塞583锁定释放构件584以阻止两个部件的相对移动。在锁定释放构件584之后,用户可以抓住抓持部分541以相对于筒544和柱塞组件582缩回第一柱塞542,从而在第一和第二密封件543,587之间产生在筒544内的真空。当第一柱塞542已经缩回到想要的体积时,抓持部分541与释放构件584的配合构件586相配合,使得第一柱塞542的进一步缩回同时缩回柱塞组件582。当缩回柱塞组件582时,第二柱塞583的第二密封件587从孔549中拉出,从而释放储存在筒544中的真空。以这种方式,注射器540提供在指定体积和第一柱塞542的单次缩回下的充入真空压力的自动释放。换言之,注射器540具有内置流体控制装置,因此不需要单独的流体控制装置126和/或用于打开流体控制装置126的附加的步骤。

[0082] 图6是根据本技术配置的包括注射器 (“注射器640”) 的压力源640的俯视图。注射器640可以包括一些特征,这些特征大体上类似于上文参考图2-3D和5详细描述注射器240,340,和540的特征。例如,注射器640包括可滑动地位于筒644内的柱塞642,和尖端647 (例如,大口径尖端)。在所示的实施例中,注射器640还包括可操作地耦接到柱塞642的杠杆或手柄690。手柄690提供机械杠杆,用于撤出柱塞642以在筒644内形成真空。更具体地,手柄690可以耦接到横杆691,横杆691经由手柄690的致动 (例如,旋转) 相对于柱塞642旋转。

横杆691可以耦接到一个齿轮(图6中被遮蔽),该齿轮被配置成与柱塞642上的轨道692相配合。因此,手柄690在第一方向上的旋转使柱塞642相对于筒644缩回,以在筒644中充入真空。并且,手柄690在第二(例如,相反)方向上的旋转将柱塞642推入筒644以,例如,从筒644排出流体,物质等。

[0083] 在本技术的一个方面中,手柄690相对于标准注射器提供附加的机械杠杆作用,因此可以减少注射器640的使用者在注射器640中形成真空所需的力(例如,应变,能量等)。因此,使用注射器640可以减少用组件10移除凝块物所需的时间。在一些实施例中,注射器640的体积可大于60cc(例如,大于80cc,大于100cc,大于120cc,大于140cc等)。在特定实施例中,例如,注射器640可具有约140cc的体积。对于如此大的体积,如果没有手柄690提供的附加的机械杠杆,一些用户可能难以手动缩回柱塞642。因此,注射器640能够使用更大体积的注射器,其能够在导管子系统100中相应地产生更大的吸力。

[0084] 再次参考图1,当储存的真空压力被施加到导管子系统100时,在压力源140和导管子系统100之间较少曲折(例如,更线性)的流体路径预期将在导管102的远侧部分103a处产生更大的吸力和相应的流速。因此,在一些实施例中,阀106的侧端口108可以形成为具有小于约90°,小于约75°,小于约60°,小于约45°,小于约30°,小于约15°等的角度A。减小在侧端口108和阀106的腔109之间的相对角度(从而导管102的腔104)减少在压力源140和导管102之间流体路径的弯曲度。此外,在一些实施例中,压力源140可以耦接到阀106的近侧部分107b而不是侧端口108或附加地耦接到侧端口108,以在压力源140和导管102之间提供更线性的流体路径。例如,图24是组件10的放大等距视图,显示压力源340直接耦接到阀的近侧部分107b,而不是耦接到管道子系统120的连接器128和阀106的侧端口108。尽管在图24中示出压力源340,但是上文参考图2-6详细描述的任何压力源都可以被配置成耦接到阀106的近侧部分107b而不是侧端口108。在其他实施例中,可以省略侧端口108,并且阀106和管道子系统120可以经由Y连接器耦接到导管102。例如,图25是组件10的放大等距视图,显示了阀106和管道子系统120经由Y连接器2590连接到导管102。在另一其他实施例中,管道系统120线性地耦接到导管102,并且阀106从导管102以一定角度突出。

[0085] 然而,在一些实施例中,在凝块移除程序持续期间导丝或其他部件位于阀106内(例如,以将介入装置递送到患者内的治疗部位)。因此,在一些实施例中,为了便于即使在导丝被插入其中的情况下压力源140与阀106的近侧部分107b的耦接,压力源140可以是配置成用于经丝递送的注射器。例如,图7是根据本技术配置的用于经导丝794递送和操作的包括真空压力锁定注射器(“注射器740”)的压力源740的侧视图。注射器740可以具有一些特征,这些特征大体上类似于上文参考图3详细描述的注射器340的特征。例如,注射器740包括可滑动且可旋转地位于筒744内的柱塞742。为了清楚起见,图7中的筒744显示为透明的。在所示的实施例中,柱塞742包括纵向延伸通过其中的腔796(以虚线示出)。可插入导丝794通过柱塞742的腔796,使得注射器740可在导丝794上推进以附接到阀106的近侧部分107b。注射器740还可以包括一个或多个密封部件(例如,阀,O形环等;未示出),用于维持导丝794和柱塞742之间的密封件,以允许在筒744中建立和储存真空。

[0086] 一般来说,本领域技术人员将理解,本文公开的压力源的多种实施例可以被组合成,例如,包括多个压力源或具有不同组件或组件的组的压力源。例如,在一些实施例中,次注射器460(图4A-4C)可经由一个或多个单向阀耦接到注射器240,540,640或740(分别参

考图2和5-7)以产生附加的真空。在一些实施例中,多个压力源可经由管道子系统120和/或经由阀106耦接到导管102。此外,各个压力源可以相同或不同,并且可以经由单个流体控制装置(例如,流体控制装置126)耦接到导管子系统100,或者可以经由单独的流体控制装置耦接到导管子系统100。因此,可以通过使用多个不同的压力源来选择或调整施加到导管102的真空的侧写(profile)。例如,特定的真空侧写可至少取决于(i)多个压力源的各自的特性(例如,体积,孔径等),(ii)压力源耦接到导管子系统100的方式(例如,经由分别的阀,经由相同的阀等),以及(iii)向导管子系统100施加或释放每个压力源的真空的时间(例如,交错释放,同时释放等)。作为一个示例,在一些实施例中,注射器240(图2)和注射器340(图3)都可以经由,例如,Y连接器耦接到管道子系统120。在向注射器240,340两者充入真空压力后,打开流体控制装置126可同时向导管102施加组合真空。较大孔径的注射器340可提供短而有力的真空压力冲量,而较小孔径的注射器240可提供更长且更持续的真空牵拉。该组合可施加大的,快速作用的吸力以取出和捕获导管102中的凝块物,同时施加更持续的吸力以捕获更多的凝块物。

[0087] 三,凝块移除方法的所选择的实施例

[0088] 图8是根据本技术用于操作包括组件10的凝块移除系统的过程或方法800的流程图,以从人类患者的血管(例如,肺血管)内移除凝块物。图9A-9C是组件10的近侧部分的侧视图,图10A和10B是根据本技术的实施例在凝块移除程序期间组件10的远侧部分的示意图。特别地,图9A-9C是包括注射器340和适配器350的组件10的侧视图(图3A-3D),图10A和10B是导管102的侧视图,其中导管102的远侧部分103a位于血管BV(例如,肺血管)内的栓塞或凝块物PE附近。尽管为了说明起见,在图1,3A-3D,和9A-10B中所示的实施例的情境中描述了方法800的一些特征,但是本领域技术人员将容易理解,可以使用本文描述的其他合适的系统和/或装置来执行方法800。特别地,尽管在注射器340的情境中进行了描述,但是方法800可以使用上文参考图2-7详细描述的压力源的任何一个或组合来执行。

[0089] 在块802处,方法800包括将导管102的远侧部分103a的位置设置在人类患者血管内的凝块物附近(例如,在治疗部位)。例如,在图10A所示的实施例中,导管102的远侧部分103a的远侧末端位于凝块物PE的近侧部分的附近。当流体控制装置126打开时,减小在导管102的远侧末端和凝块物PE的近侧部分之间的距离而不使凝块物PE与导管102接触,预期将使凝块物PE上的吸力最大化。减小在血管BV的内径和导管的外径之间的距离(如间隙)也预期最大化在凝块物PE上的吸力。然而,在其他实施例中,导管102的远侧末端可以至少部分地位于凝块物PE内,或者导管102的远侧末端可以位于凝块物PE的远侧。

[0090] 通过患者的脉管系统,例如经由股静脉,可以进入肺血管。在一些实施例中,导管子系统100可包括可部分插入股静脉的导入器(例如,具有止血阀的Y连接器;未示出)。导丝(未显示)可通过导入器导入股静脉,并被导航通过右心房,三尖瓣,右心室,肺动脉瓣,并进入主肺动脉。根据栓塞的位置,可将导丝引导至右肺动脉和/或左肺动脉的一个或多个分支。在一些实施例中,导丝可全部或部分延伸通过凝块物PE。在其他实施例中,导丝可延伸至刚好在凝块物PE近侧的位置。在设置导丝的位置后,导管102可放置在导丝上,并(如箭头A1所示)推进至凝块物PE附近的位置,如图10A所示。

[0091] 在一些实施例中,为了确认导管102的远侧部分103a的位置,可以通过导管102注射造影剂,并使用本领域已知的荧光成像技术进行查看。在一些实施例中,可以打开阀106

以确定导管102的远侧部分103a相对于凝块物PE的位置。例如,可以按下激活按钮101以打开阀106的腔109。如果基本上没有背部出血(back-bleeding)通过阀106,则操作者可以确定导管102的远侧部分103a与凝块物PE完全配合。相比之下,如果有一些背部出血通过阀106,则操作者可以确定导管的远侧部分103a未与凝块物PE完全配合。因此,为了将导管102的远侧部分103a的位置设置在刚好在凝块物PE的近侧,操作者可以(i)首先通过激活阀106且检测不到背部出血来确定导管的远侧部分103a与凝块物PE完全配合,和(ii)然后(例如,通过向近侧撤出导管102)重新设置导管102的位置并激活阀106,直到检测到背部出血,从而确认导管102的远侧部分103a位于凝块物PE的近侧。在一些实施例中,阀106可在导管102缩回期间打开,直到检测到背部出血。在其他实施例中,在缩回导管102期间,可以关闭阀106,并且在再次打开阀106之前,可以将导管106缩回一组(例如,预定)距离。在本技术的一个方面中,当难以经由射线照相技术确定导管102的位置时,可以使用经由阀106的激活来确定导管102的远侧部分103a的位置。相比之下,许多传统的止血阀不能以这种方式激活。

[0092] 在一些实施例中,然后可以撤出导丝,而在其他实施例中,导丝可以保留,并且可以用于将其他导管(例如,递送导管,附加的抽吸导管等),介入装置等引导到治疗部位。然而,应当理解,进入患者静脉循环系统的其他进入位置是可能的并且与本技术一致。例如,用户可以通过颈静脉,锁骨下静脉,肱静脉,或者连接或最终通向上腔静脉的任何其他静脉进入。使用其他更靠近患者心脏右心房的血管也可能是有利的,因为它减少了到达肺栓塞所需的器械长度。

[0093] 在块804,方法800包括经由流体控制装置126将压力源(例如,注射器340)耦接到导管102。例如,在图9A所示的实施例中,注射器340的尖端347(图3A和3C所示,但图9A中被遮蔽)可以经由适配器350耦接到连接器128。一旦注射器340耦接到导管102,(i)打开流体控制装置126,将注射器340流体连接到导管102的腔104,并且(ii)关闭流体控制装置126,将注射器340从导管102的腔104流体断开。流体控制装置126在图9A中处于打开位置。

[0094] 在块806,方法800包括在流体控制装置126关闭时激活注射器340以产生真空。例如,如图9B所示,用户可以首先致动流体控制装置126以关闭流体控制装置126,然后缩回柱塞342以在注射器340的筒344中产生真空。如上文详细描述,用户随后可以相对于筒344锁定柱塞342,以在注射器340中储存或维持已知体积的真空。以这种方式,在将真空施加到导管102之前,注射器340可以预先充入真空。相比之下,许多传统的抽吸技术包括激活负压源(例如,泵,注射器等)而压力源与要抽吸的腔流体连接。在一些实施例中,当带有次注射器460的压力源400(图4A-4C)与主注射器340一起使用时,次注射器460可在缩回柱塞342之前或之后循环一次或多次以增加真空压力。

[0095] 在块808,方法800包括打开流体控制装置126以将真空施加到导管102的腔104。例如,参考图9C,用户可以致动流体控制装置126(例如,扭转流体控制装置126的手柄)以打开流体控制装置126并将储存在注射器340中的真空施加到导管子系统100。如图10B所示,施加真空在导管102的远侧尖端103a处导致抽吸(例如,如箭头A2所示),其从血管BV吸出凝块物PE的至少一部分并吸入导管102的腔104。在一些实施例中,瞬时或几乎瞬时地打开流体控制装置126在导管102的远侧部分103a处产生抽吸。在某些实施例中,施加真空可产生小于约1秒(例如,约0.5秒),基本上小于约1秒(例如,约0.3秒,约0.1秒等),小于约2秒,或大于约2秒的抽吸,直到组件10中的压力平衡。在一些实施例中,取决于注射器340中形成的真

空室的体积以及导管子系统100和管道子系统120的尺寸(例如,注射器340的体积大于或约等于导管子系统100的体积处),至少一些凝块物PE可以通过导管102的腔104全部吸入到注射器340的筒344中。在一些这样的实施例中,用户可以通过观察在注射器340中收集的凝块物的量来确定用于治疗凝块物PE的后续步骤是必要的还是可取的。例如,图9C示出了在已经打开流体控制装置126以将储存在注射器340中的真空施加到导管102之后的注射器340和管道子系统120。在所示的实施例中,在注射器340中可以看到一些凝块物PE。

[0096] 在一些实施例中,流体控制装置126或另一流体控制装置可以间歇操作,以提供不连续的抽吸爆发。例如,可以快速打开和关闭流体控制装置126以提供第一次抽吸爆发(例如,真空释放),而无需完全平衡组件10中的压力。然后可以再次打开流体控制装置126以提供第二次抽吸爆发,或者反复打开和关闭以提供想要的抽吸模式。在一些实施例中,组件10可具体被配置成便于施加多次抽吸爆发。例如,(i) 流体控制装置126可以是弹簧加载的,电子控制的等,以快速打开和关闭阀,和/或(ii) 压力源140可以具有大的真空室和/或小的孔径,以增加组件10中压力平衡所需的时间(例如,增加压力源140的排放时间)。

[0097] 有时,如图10B所示,排放压力源中储存的真空以抽吸导管102的腔104可能无法从血管BV中移除所有凝块物PE(或所需数量的凝块物PE)。也就是说,单次抽吸可能无法从血管BV中充分移除凝块物PE。在这种情况下,组件10的用户可能希望再次施加真空压力(进行“抽吸通过(pass)”),以移除血管BV中剩余的凝块物PE的全部或部分。在这种情况下,在方法800返回到块802之前,可将压力源从管道子系统120断开并排空(例如,将吸出的移除凝块物移除)。例如,适配器350和注射器340可与连接器128去耦接,并且柱塞342可被推入筒344中,以经由尖端347从筒344排出凝块物PE和相关流体。当导管102的远侧部分位于剩余的凝块物PE附近(例如,相对于上一次的抽吸通过是未移动的)时,压力源随后可重新耦接到连接器128(框804),再次充入(框806),以及放出真空压力(框808)以吸出剩余凝块物PE的全部或部分。

[0098] 可以重复块802-808,直到从患者处移除所需数量的凝块物,或者直到导管102堵塞。在一些实施例中,为了检查导管102是否堵塞,可以打开流体控制装置126和/或阀106以检查背部出血。无背部出血可以表示导管102可能堵塞。类似地,如果注射器340的筒344在抽吸导管102(块808)后主要包含空气和相对较少的血液和凝块物(例如,小于5-10cc),则可表示导管102可能堵塞。当导管102堵塞或已从患者移除足够量的凝块物PE时,方法800可进行至块810且导管102可从患者移除。当导管102堵塞时,可以在重新进入患者(块802)之前冲洗和清洁导管102。在其他实施例中,可将不同的(例如,新的,未使用的等)导管插入患者并设置其位置以从患者移除剩余的凝块物PE。

[0099] 在一些实施例中,如果导管102堵塞,注射器340可以重新充入并用于向导管102施加一个或多个后续真空脉冲,而不是从患者移除导管102。更具体地,流体控制装置126可以关闭,并且注射器340可以从连接器128移除并被排空以移除其中的凝块物和血液。然后,可重复块804-808以将另一真空脉冲施加到导管102。也就是说,不是在检测到堵塞后移除导管102,而是可以“循环”注射器340,直到施加在凝块物PE上的真空力克服在凝块物PE和导管102之间的力,并将凝块物PE吸入注射器340。在一些实施例中,当带有次注射器460的压力源400(图4A-4C)与主注射器340一起使用时,可以循环一次或多次次注射器460以增加组件10(例如,导管102中)中的真空,从而增加对凝块物PE施加的吸力。也就是说,不是在检测

到堵塞后移除导管102,而是可以循环次注射器460,直到施加在凝块物PE上的真空力克服在凝块物PE和导管102之间的力并将凝块物PE吸入注射器340。在一些实施例中,如下文参考图15-16E详细描述,第二凝块移除组件可通过第一组件10伸缩以便于移除堵塞的凝块物PE。

[0100] 在一些实施例中,诸如凝块移除和/或凝块治疗装置之类的介入装置可通过导管102递送到治疗部位,以在将储存的真空施加到导管102之前和/或之后配合和促进凝块移除。合适的介入装置和相关方法在2015年6月9日提交的标题为“用于治疗栓塞的缩回和抽吸装置以及相关系统和方法”的美国专利申请号No.9,526,864和在2013年3月15日提交的标题为“用于治疗栓塞的方法和装置”的美国专利申请号No.8,784,434中公开,其全部通过引用整体并入本文。在一些实施例中,例如,用户可以首先将介入装置推进到治疗部位,并且至少部分地将凝块物PE与介入装置配合以松脱(例如,冲刷)凝块物PE。这样的凝块物PE的松脱可便于在随后的抽吸通过中移除凝块物PE。类似地,在一些实施例中,用户可使用介入装置在第一次抽吸通过之后与残余凝块物PE配合(图10B)。

[0101] 四, 伸缩式凝块移除系统和相关凝块移除方法的所选择的实施例

[0102] 图11是根据本技术配置的另一凝块治疗或凝块移除系统的部分示意性侧视图。在所示的实施例中,凝块移除系统包括第一抽吸组件20和第二抽吸组件30。第一和第二抽吸组件20,30(“组件20,30”)可以包括一些特征,这些特征大体上类似于上文参考图1-10B详细描述的抽吸组件10的特征。例如,第一抽吸组件20包括(i)具有第一导管1002和第一阀1006的第一导管子系统1000,(ii)具有第一流体控制装置1026(例如,旋塞)的第一管道子系统1020,以及(iii)可经由第一管道子系统1020流体耦接到第一导管子系统1000的第一压力源1040。类似地,第二抽吸组件30包括(i)具有第二导管1102和第二阀1106的第二导管子系统1100,(ii)具有第二流体控制装置1126(例如,旋塞)的第二管道子系统1120,以及(iii)可以经由第二管道子系统1120流体耦接到第二导管子系统1100的第二压力源1140。

[0103] 第一和第二导管1002,1102各分别包括限定腔1004,1104和具有远侧部分1003a,1103a的伸长轴。第一和第二阀1006,1106各分别包括(i)远侧部分1007a,1107a,(ii)近侧部分1007b,1107b,(iii)延伸通过其中的腔1009,1109,以及(iv)腔1009,1109中的流量控制器(在图10中被遮蔽)。第一流体控制装置1026可操作以调节或控制(例如,流体连接或断开)在第一压力源1040和第一导管子系统1000之间的流体流动。第二流体控制装置1126可操作以调节或控制(例如,流体连接或断开)在第二压力源1140和第二导管子系统1100之间的流体流动。

[0104] 在所示的实施例中,第二导管1102的截面尺寸(例如,直径)小于第一导管1002,以使第二导管1102可以被插入通过第一阀1006并被插入第一导管1002的腔1004。在一些实施例中,第二导管1102可伸缩的通过第一导管1002的腔1004,直到第二导管1102的远侧部分1103a延伸超出第一导管1002的远侧末端。因此,第二导管1102可以比第一导管1002长。在一些实施例中,第二导管1102可以具有16French或更小的大小,并且第一导管1002可以具有20French或更大的大小。当第二导管1102位于第一导管1002内时,第一阀1006可提供止血密封件,其阻止通过第一阀1006和来自第一导管子系统1000的流体流动(例如,血流)。在一些实施例中(例如,如下文参考图14A-14C详细描述的),密封构件1499可位于第一导管1002和第二导管1102之间以当第二导管1102向远侧推进超过密封构件时密封第一导管

1002的腔1004。

[0105] 在一些实施例中,第一和第二压力源1040,1140(“压力源1040,1140”)是单独的源,各个压力源被配置成产生和储存真空,以便随后分别施加于第一和第二导管子系统1000,1100,如上文参考图1-10B详细描述。在其他实施例中,压力源1040,1140中的一个或两个可被配置成提供持续的负压,而不是储存的真空压力的充入或爆发。在另一其他实施例中,可以省略压力源1040,1140中的一个,或者压力源1040,1140可以流体耦接和/或一体形成。

[0106] 图12是根据本技术用于操作包括组件20和30的凝块移除系统以从人类患者的血管(例如,肺血管)内移除凝块物的过程或方法1280的流程图。图13A-13C是根据本技术在凝块移除程序期间组件20,30的远侧部分的示意图。图14A-14C是根据本技术的在凝块移除程序期间和包括可选的密封构件的组件20,30的远侧部分的示意性侧视图。尽管为了说明的目的在图11和13A-14C中所示的实施例的情境中描述了方法1280的一些特征,但是本领域技术人员将容易理解,可以使用其他合适的系统和/或装置来执行方法1280。

[0107] 在块1282,方法1280包括将第一导管1002的位置血管内地设置在人类患者内。例如,图13A示出了将第一导管1002推进(例如,如由箭头A1所表示的)到血管BV(例如,肺血管)内的位置之后的第一导管1002。更具体地,第一导管1002可在血管BV内推进,直到第一导管1002的远侧部分1003a位于在血管BV内的凝血物质PE的近侧。在一些实施例中,第一导管1002的远侧部分1003a相对于凝块物PE的位置可以通过激活第一阀1006并确定是否有通过第一阀1006的背部出血来确定,如上文详细描述的。在所示的实施例中,凝块物PE位于血管BV的分支(例如,减小的直径部分)内。在一些实施例中,如上文参考图8详细描述的,可以使用导入器和导丝来实现进入血管BV。

[0108] 在块1284,方法1280包括推进第二导管1102通过第一导管1002,直到第二导管1102的远侧部分1103a位于在血管BV内(例如,在治疗部位)的凝块物PE附近。为了推进第二导管1102通过第一导管1002,在推进第二导管1102(例如,如由箭头A1所表示的)通过第一导管1002的腔1004之前,用户可以首先插入第二导管1102的远侧部分1103a通过第一阀1006。在一些实施例中,第一阀1006可被致动(例如,通过按下一个或多个按钮)以打开第一阀1006的腔1009,以使第二导管1102可被插入其中。在一些实施例中,第二导管1102的远侧部分1103a相对于凝块物PE的位置可以由激活第二阀1106并确定是否有通过第二阀1106的背部出血来确定,如上文详细描述的。在其他实施例中,(较小的)第二导管1102的位置可在血管内地设置(较大的)第一导管1002的位置之前被血管内地设置在凝块物PE附近。在这样的实施例中,第二导管1102可以用作引导第一导管1002推进到治疗部位的引导件或轨道。

[0109] 图13A示出了在已推进第二导管1102通过第一导管1002并超过第一导管1002的远侧末端以将第二导管1102的远侧末端的位置设置在凝块物PE的近侧部分附近之后的第二导管1102。在其他实施例中,第二导管1102的远侧末端可以至少部分地位于凝块物PE内,或者第二导管1102的远侧末端可以位于凝块物PE的远侧。在本技术的一个方面中,因为第二导管1102具有比第一导管1002更小的截面尺寸,所以可以推进第二导管1102到血管BV内更窄(例如,更远侧)的治疗部位。在图13A所示的实施例中,例如,第一导管1002可能太大而不能位于血管BV的分支内,而第二导管1102可以位于分支内在凝块物PE附近或在凝块物PE内。

[0110] 在块1286,方法1280包括经由第二流体控制装置1126将第二压力源1140耦接到第二导管1102。例如,上文参考图2-7详细描述的压力源的任何一个或组合可以经由第二管道子系统1120耦接到第二导管1102。一旦第二压力源1140耦接到第二导管1102,(i)第二流体控制装置1126的打开将第二压力源1140流体连接到第二导管1102的腔1104,并且(ii)第二流体控制装置1126的关闭将第二压力源1140从第二导管1102的腔1104流体断开。在一些实施例中,方法1280可进一步包括将第一压力源1040耦接到第一导管1002(例如,经由第一管道子系统1020)。

[0111] 在块1288,方法1280包括在第二流体控制装置1126关闭时激活第二压力源1140以产生真空。特别地,第二压力源1140可被激活以累积或预充真空,以便随后施加到第二导管1102。在一些实施例中,第一压力源1040也可以被激活以产生和储存真空,以便随后施加到第一导管1002。

[0112] 在块1290处,方法1280包括打开第二流体控制装置1126,以将储存在第二压力源1140中的真空施加到第二导管1102的腔1104。如图13B所示,施加真空导致抽吸(例如,如由箭头A2所表示的),该抽吸从血管BV抽吸凝块物PE的至少一部分并吸入第二导管1102的腔1104。在一些实施例中,瞬时或几乎瞬时地打开第二流体控制装置1126,在第二导管1102的远侧部分1103a处产生抽吸。在本技术的一个方面中,相比于在第二压力源1140流体连接到第二导管1102时简单地激活第二压力源1140,在将真空施加到第二导管1102的腔1104之前预充或储存真空预期在第二导管1102的远侧部分1103a处和/或附近产生更大的吸力(和相应的流体流速)。

[0113] 在一些实施例中,在第一压力源1040也被激活以产生和储存真空(例如,在块1288)处,方法1280还可以包括打开第一流体控制装置1026,以在第一导管1002的远侧部分1003a处产生抽吸。本领域技术人员将理解,根据压力源1040,1140的特性(例如,体积,孔径等)以及第一和第二流体控制装置1026,1126的打开时间,可以选择或修改血管BV中的抽吸侧写。例如,第一流体控制装置1026可以与第二流体控制装置1126同时打开,以在血管BV中产生组合的且相对较大的吸力。在其他实施例中,第一流体控制装置1026可以在第二流体控制装置1126之后打开,以在血管BV中产生交错或阶梯式的吸力。例如,第一流体控制装置1026可以在第二流体控制装置1126之后打开,以(i)在第二导管1102的抽吸之后抽吸在血管BV中剩余的任何凝块物PE,和/或(ii)抽吸粘附第二导管1102或从第二导管1102延伸的任何凝块物PE。在其他实施例中,第一压力源1040可以是用于提供持续负压的泵或其他源,而不是积聚充入负压,因此可以在第一导管1002的远侧部分1003a处产生持续(例如,恒定)的抽吸。在一些这样的实施例中,第一流体控制装置1026可以在凝块移除程序期间保持打开,以在整个程序中提供持续的抽吸。

[0114] 在一些实施例中,可以通过第二导管1102递送介入装置,并用于在真空施加到第二导管1102之前和/或之后与凝块物PE配合。合适的介入装置和相关使用方法的具体细节在,例如,2019年1月25日提交的标题为“用于治疗栓塞的单插入式递送系统及相关系统和方法”的临时美国专利申请号No.16/258,344中公开,其通过引用整体并入本文。

[0115] 在块1292处,方法1280包括向近侧缩回第二导管1102通过第一导管1002。在一些实施例中,在缩回第二导管1102之前,可以使用第二导管1102执行多个抽吸通过。在一些实施例中,如图13C所示,第一压力源1040或耦接到第一导管1002的另一压力源可被激活以在

第二导管1102缩回期间在第一导管1002的远侧部分1003a处产生抽吸(例如,如由箭头A3所表示的)。抽吸可以是恒定的,也可以以一次或多次爆发的形式提供,如上文详细描述。在一些实施例中,第二导管1102可从患者完全撤出并安置或清洁(例如,用无菌液体冲洗)以供再次使用。

[0116] 有时,当将真空施加到第二导管1102时(块1290),凝块物PE没有完全被拉入第二导管1102,从而可以粘附或悬挂在第二导管1102的远侧部分1103a上。例如,图14A是图13C所示的组件20,30的远侧部分的放大图,并示出了粘附或悬挂在第二导管1102的远侧部分1103a上的凝块物PE的一部分。在所示的实施例中,在第一和第二导管1002,1102之间安置可选的密封件1499,以便于移除这样的悬挂的凝块物PE。更具体地,密封件1499(以截面示出)可以安置在第二导管1102的外表面和第一导管1002的内表面之间。密封件1499可以是O形环,索环,或其他合适的组件,当第二导管1102位于通过其中时(例如,当第二导管1102的远侧末端位于密封件1499的远侧时)将第一导管1002的腔1004从血管BV流体断开。

[0117] 图14B和14C是组件20,30的远侧部分的放大图,并示出了第二导管1102(和悬挂的凝块物PE)进一步缩回第一导管1002的腔1004。在一些实施例中,可激活第一压力源1040来在第一导管1002的腔1004中充入真空。例如,在推进第二导管1102通过第一导管1002并超过密封件1499(例如,块1284)从而密封第一导管1002的腔1004之后,操作者可打开第一流体控制装置1026并激活第一压力源1040以在第一导管1002的腔1004中积聚真空。参考图14C,当向近侧缩回第二导管1102的远侧末端超过密封件1499时,第一导管1002的腔1004变成流体连接到血管BV并且瞬时或几乎瞬时地释放真空以产生抽吸(例如,如由箭头A4所表示的)。在所示的实施例中,抽吸作用于从第二导管1102分离或取出凝块物PE,并将凝块物PE向近侧拉过第一导管1002的腔1004。以这个方式,在第二导管1102缩回期间经由第一导管1002自动施加第二抽吸爆发。在本技术的一个方面中,用户不需要采取任何附加的步骤来释放储存在第一导管1002中的真空,因为释放是由第二导管1102的缩回自动触发的。

[0118] 在块1294,用户可以确定是否有必要或想要重新部署第二导管1102或另一导管通过第一导管1002,以移除在第一次抽吸通过中未移除的任何残余凝块物PE和/或位于血管BV中其他地方的任何凝块物(例如,以开始第二次抽吸通过)。在一些实施例中,操作者可以观察在第一压力源1040和/或第二压力源1140中收集的凝块物PE的量,以至少部分地确定是否需要另一抽吸通过。在其他实施例中,操作者可以依赖血管BV的成像(例如,荧光成像)或本领域已知的其他技术来确定是否需要或想要附加的抽吸通过。

[0119] 如果不需要另一通过(例如,凝块物PE被充分移除),用户可以选择在块1296处将组件20,30从患者完全撤出。如果凝块物PE仍剩余在血管内,则该方法可返回至块1284。特别地,可以清洁(例如,用盐水冲洗)相同的第二导管1102并将其再次推进通过第一导管1002,直到第二导管1102的远侧部分1103a位于血管BV内的剩余凝块物PE附近。在一些实施例中,新的第二导管1102可用于各个通过以减少污染的可能性(例如,重新引入凝块物PE)。在一些实施例中,在重新部署第二导管1102之前可以(例如,经由第一压力源1040)抽吸第一导管1002以,例如,移除第一导管1002中可能存在的任何凝块物PE,以阻止第二导管1102在另一通过期间在其中推进时将其重新引入血管BV。一旦想要的数量的凝块物PE已从患者移除,可将组件20,30从患者完全撤出(块1294)。

[0120] 在本技术的一个方面中,方法1280提供了可多次部署的抽吸导管,而无需在每次

部署后移除第一导管1002。因此,本技术允许在包括多个通过的程序期间仅单次插入引导导管以移除凝块物,由于引导导管不需要在每次通过之前重新引入(例如,被推进通过脉管系统并经过心脏),提高了程序的速度并减少了对患者的创伤。此外,在某些实施例中,本技术可使第一导管1002的位置能够重新设置在患者内的替代治疗部位,而无需将第一导管1002从患者移除,从而无需重新引入第一导管1002通过心脏。例如,第一导管1002的位置可重新设置在肺内的另一治疗部位,包括对侧肺中的治疗部位。更具体地,(i) 可将扩张器重新引入第一导管1002中,(ii) 可将第一导管1002撤出到主肺动脉中,(iii) 可将导丝重定向到新的治疗部位,(iv) 可将第一导管1002在导丝上推进到新的治疗部位,并且(v) 可将扩张器移除。

[0121] 图15是根据本技术用于操作包括组件20,30(图1)的凝块移除系统以从人类患者的血管(例如,肺血管)内移除凝块物的另一个过程或方法1580的流程图。图16A是第一组件20的远侧部分的放大侧视图,图16B-16E是在根据本技术的凝块物阻塞第一组件20的凝块移除程序期间组件20,30的远侧部分的侧视图。尽管为了说明的目的在图11和16A-16E所示的实施例的情境中描述了方法1580的一些特征,但是本领域技术人员将容易理解,可以使用其他合适的系统和/或装置来执行方法1580。

[0122] 方法1580的一些特征分别大体上类似于上文参考图8和12详细描述的方法880和/或1280的特征。例如,在块1582处,该方法包括将第一组件20的第一导管1002的位置血管内地设置在人类患者内。在块1584,方法1580包括经由第一流体控制装置1026将第一压力源1040耦接到第一导管1002。例如,上文参考图2-7详细描述的压力源的任何一个或组合可经由第一管道子系统1020耦接到第二导管1002。在块1586,方法1580包括在第一流体控制装置1026关闭时激活第一压力源1040以产生真空。特别地,可以激活第一压力源1040以积聚或预充真空以用于随后施加到第一导管1002。在块1588,方法1580包括打开第一流体控制装置1026以将储存在第一压力源1040中的真空施加到第一导管1002的腔1004。如上文详细描述的,打开第一流体控制装置1026在第一导管1002的远侧部分1003a处瞬时或几乎瞬时地产生抽吸。

[0123] 然而,当对第一导管1002施加真空(块1588)时,有时凝块物没有被完全拉入第一导管1002和/或堵塞第一导管1002。例如,图16A是第一组件20的远侧部分的放大图,示出了从第一导管1002的远侧部分1003a延伸并阻塞/堵塞第一导管1002的腔1004的凝块物PE的一部分。如此,凝块物PE的一部分不在第一导管1002内。因此,在块1590,方法1580可以包括确定第一导管1002是否堵塞。在一些实施例中,操作者可基于含有少量或不含凝块物PE和血液的第一压力源1040的真空室来确定第一导管1002堵塞。例如,由于凝块物PE堵塞第一导管1002,因此当第一流体控制装置1026打开时,第一压力源1040的真空室成空穴(cavitates)。如果第一导管1002没有堵塞,则方法1580可以进行至块1598,并且第一导管1002可以从患者撤出,或者操作者可以执行另一个抽吸通过(例如,如上文参考图8所示的方法800的块808和810详细描述的)。

[0124] 如果第一导管1002堵塞,则方法1580可进行至块1592,其包括推进第二导管1102通过第一导管1002,直到将第二导管1102的远侧部分1103a位于堵塞的凝块物PE中或附近。例如,图16B示出了在第二导管1102已经被推进到第一导管1002内的位置之后的第二导管1102,其中第二导管1102的远侧末端在堵塞的凝块物PE处或附近。为了推进第二导管1102

通过第一导管1002,用户可以在推进第二导管1102通过第一导管1002的腔1004之前,首先插入第二导管1102的远侧部分1103a通过第一阀1006(图11)。

[0125] 在块1594,方法1580包括激活耦接到第二导管1102的第二压力源1140(图11)。更具体地,第二压力源1140(例如,上文参考图2-7详细描述的压力源的任何一个或组合)可经由第二流体控制装置1126耦接到第二导管1102(图11),并且当第二流体控制装置1126关闭时可激活第二压力源1140以积聚或预充真空。然后可以致动第二流体控制装置1126以将储存在第二压力源1140中的真空施加到第二导管1102的腔1104。在其他实施例中,第二压力源1140可以简单地提供持续真空而不是瞬时释放真空。也就是说,在一些实施例中,第二压力源1140没有预充真空。

[0126] 对第二导管1102施加真空可以将堵塞的凝块物PE的至少一部分吸入第二导管1102和/或吸取紧靠第二导管1102的远侧末端的凝块物PE。例如,图16C示出了在抽吸第二导管1102之后粘附在第二导管1102的远侧部分1103a上或从远侧部分1103a延伸出的凝块物PE的一部分。在图16C所示的实施例中,通过第二导管1102产生的增加的真空压力仍然不足以使凝块物PE分裂而使它可以通过第一和/或第二导管1002,1102被完全抽吸。也就是说,凝块物PE堵塞第一导管1002的腔1004。在其他实施例中,来自第二压力源1140的增加的真空压力足以使凝块物PE分裂,使它被吸入,例如,第一和/或第二压力源1040,1140的真空室中。

[0127] 在块1596,该方法可包括缩回第二导管1102和凝块物PE通过第一导管1002的腔1004。例如,图16D示出缩回第二导管1102通过第一导管1002的腔1004,其转而缩回附着的凝块物PE。在一些实施例中,第二导管1102和凝块物PE可被完全撤出通过第一导管1002。在其他实施例中,缩回凝块物PE通过第一导管1002导致凝块物PE分裂并被吸入第一和/或第二压力源1040,1140的真空室中。例如,图16E示出了当瞬时或几乎瞬时地释放第一和/或第二压力源1040,1140的真空以向近侧(例如,如由箭头A5所表示的)吸取凝块物PE时,凝块物PE解体。

[0128] 在块1598,可以从患者撤出第一和第二导管1002,1102,或者操作者可以使用第一和第二导管1002,1102中的一个或两个执行另一抽吸通过。

[0129] 在本技术的一个方面中,即使第一次抽吸通过阻塞第一导管1002,方法1580也移除凝块物。更具体地,第二导管1102可用于移除堵塞的凝块物PE,而无需撤出第一导管1002和堵塞的凝块物PE通过血管BV。五,凝块移除系统和相关凝块移除方法的附加所选择的实施例

[0130] 综上所述,可以理解,为了说明的目的,本技术的具体实施例已经在本文描述,但是可以在不偏离本技术范围的情况下进行多种修改。例如,在上文描述的许多实施例中,储存的真空压力可用于从血管抽吸或吸取凝血物质并吸入导管,而无需将介入装置与凝血物质配合。然而,本领域技术人员将理解,本文公开的抽吸装置和技术可与任何合适的介入装置一起使用和/或在使用介入装置的凝块移除程序期间使用。在一些实施例中,例如,凝块移除系统可被配置成将储存的真空压力施加到引导导管,以在介入装置缩回进入和/或缩回通过引导导管时产生抽吸爆发。

[0131] 例如,图17是根据本技术配置的凝块移除系统1700(“系统1700”)的部分示意图。系统1700的一些特征大体上类似于上文参考图1详细描述的凝块移除系统的特征。例如,系

统1700包括包含伸长轴的导管或鞘1702,以及耦接到鞘1702的近侧部分的阀1706。阀1706具有侧端口1708,其将鞘1702的腔流体耦接到管道子系统1720和压力源1740(示意性示出)。流体控制装置1726(例如,旋塞或夹具;示意性示出)可操作地将压力源1740与鞘1702的腔流体断开或连接。压力源1740可以是用于产生和储存真空压力的任何合适的压力源,如上文详细描述。

[0132] 在所示的实施例中,系统1700还包括(i)耦接至鞘1702近侧部分的自扩张(例如,网状)漏斗1780和(ii)介入装置(例如,血栓提取装置)1790。在所示的实施例中,介入装置1790包括耦接到可扩张圆柱形元件(例如,第二部分)1794的可扩张的取核(coring)元件(例如,第一部分)1792。在一些实施例中,介入装置1790被配置成从压缩的递送状态自扩张到扩张的展开状态。介入装置1790如图17所示处于展开状态。伸长轴1782和/或位于伸长轴1782内的一个或多个轴(例如,分别如图18E和18F所示的中间轴1884和内轴1886)耦接到介入装置1790,并且被配置成缩回,推进,和/或操纵(例如,在递送和展开状态之间移动)介入装置1790。在一些实施例中,系统1700大体上可以与2017年4月26日提交的标题为“用于治疗血管阻塞的装置和方法”的美国专利申请公开号No.2018/0193043中公开的任意凝块移除系统相同或相似,其通过引用整体并入本文。

[0133] 在所示的实施例中,系统1700被显示为将其位置血管内地设置在人类患者的血管BV内和在血管BV内的凝血物质DV(例如,深静脉血栓)附近。具体地说,图17显示了在以下步骤之后的系统1700:(i)将鞘1702推进到凝块物DV的近侧部分1785b附近的位置,(ii)展开漏斗1780,(iii)从鞘1702展开介入装置1790(例如,通过推进介入装置1790通过阀1706和鞘1702到凝块物DV的远侧部分1785a的远侧位置),以及(iv)将介入装置1790从压缩的递送状态扩张到展开状态之后。

[0134] 图18A-18H是根据本技术在凝块移除程序期间系统1700的远侧部分的放大图。一般来说,图18A-18H示出了介入装置1790向近侧缩回通过凝块物DV以捕获凝块物DV的至少一部分,以及随后介入装置1790和所捕获的凝块物DV连带缩回到漏斗1780和鞘1702中。在本技术的一个方面中,真空源1740中产生的充入的真空压力可在所示的过程期间一次或多次施加到鞘1702来产生抽吸以通过鞘1702抽吸所捕获的凝块物DV和/或阻止鞘1702的堵塞。

[0135] 首先参考图18A,介入装置1790向近侧缩回导致取核元件1792将凝块物DV的远侧端部分1785a从血管BV的壁W分离和/或取核(core)。如图18B所示,继续向近侧缩回介入装置1790通过凝块物DV导致圆柱形元件1794捕获其中凝块物的远侧端部分1785a。图18C-18E示出了介入装置1790的进一步向近侧缩回,其导致凝块物DV的进一步分离,取核,和/或捕获。如图18E所示,当朝漏斗1780和鞘1702向近侧缩回介入装置1790时,凝块物DV的近侧端部分1785b被取核和捕获。如图18E中进一步所示,第一不透射线标记1887a可位于内轴1884的远侧端部分上,第二不透射线标记1887b可位于鞘1702的远侧端部分上。

[0136] 在一些实施例中,如图18F所示,可向近侧缩回介入装置1790,直到取核元件1792的一部分被包含(例如,位于)在漏斗1780内。更具体地,可以向近侧缩回介入装置1790,直到取核元件1792的口1895被包含在漏斗1780内。在一些实施例中,可通过观察不透射线标记1887(图18E)在荧光透视下验证漏斗1780内的口1895的容纳度。在一些实施例中,例如,经由荧光监控,基于内轴1884的远侧端部分(例如,第一不透射线标记1885a)相对于鞘1702

的远侧端部分(例如,第二不透射线标记1885b)对准,可以确定口1895为全部被包含在漏斗1780中。在一些实施例中,当取核元件1792的口1895位于漏斗1780内时,可将介入装置1790从扩张的展开状态移动或转变为压缩的递送状态,以压缩和固定由介入装置1790捕获的凝块物DV。在一些实施例中,例如,中间轴1884可以从内轴1886解锁和/或去耦接(例如,经由柱塞或其他装置的用户致动),使得可以相对于中间轴1884向远侧推进内轴1886以折叠或压缩介入装置1790。

[0137] 如图18G所示,在介入装置1790被折叠后,可以向近侧缩回介入装置1790通过漏斗1780并进入鞘1702。如图18H所示,可以继续向近侧缩回介入装置1790,直到介入装置1790和所捕获的凝块物DV完全被包含在鞘1702内。在一些实施例中,介入装置1790和所捕获的凝块物DV然后通过鞘1702和阀1706(图17)并从患者体内撤出。

[0138] 在一些实施例中,折叠介入装置1790和/或缩回介入装置1790进入漏斗1780和/或鞘1702中可导致凝块物DV的一个或多个部分从包含在介入装置1790中的凝块物DV中脱离。例如,当介入装置1790折叠时,所捕获的凝块物DV的全部或部分可通过(例如,网)圆柱形元件1794的孔隙挤出。在一些实施例中,可由漏斗1780捕获任何这样的凝块物。参考图17,在一些实施例中,可以激活压力源1740以充入真空,并且随后可以打开流体控制装置1726以将充入的真空施加到鞘1702(如上文详细描述)。可在缩回介入装置1790期间的任意点向鞘1702施加真空。如图18G和18H所示,施加真空可在鞘1702的远侧端部分产生瞬时或几乎瞬时的抽吸(例如,如由箭头A6所表示的),其可抽吸凝块物DV的挤出部分和/或其他部分进入和/或通过鞘1702。特别地,所产生的抽吸可抽吸由漏斗1780捕获的凝块物DV的一些或全部。此外,在一些实施例中,从压力源1740施加真空可便于所捕获的凝块物DV顺利缩回通过鞘1702。例如,通过施加真空产生的抽吸爆发可以有助于阻止鞘1702的堵塞,和/或有助于解决(例如,分裂)在缩回期间鞘1702中形成的堵塞。

[0139] 六,具有过滤器的凝块移除系统和相关的凝块移除方法的所选择的实施例本文所述的用于凝块移除的系统和方法可包括施加预充真空以产生抽吸以从患者血管中抽吸移除凝块。在本技术的一个方面中,抽吸凝块物也从患者抽吸血液。将抽吸出的血液重新引入患者以减轻对患者的创伤可能是有利的,特别是在移除程序可能包括可以一起撤出大量的血液的多个抽吸通过的情况下。然而,抽吸出的血液往往与凝块物混合,从而不适合重新引入患者体内。图19-20E示出了从被移除的凝块物中过滤抽吸出的血液的多种装置,以便在不重新引入大量凝血物质的情况下将抽吸出的血液重新引入患者。

[0140] 例如,图19是根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的压力源1900的立体侧视图。压力源1900大体上类似于上文参考图4A-4C详细描述的压力源400。例如,压力源1900包括次注射器460(“注射器460”)以及第一和第二单向阀470和472。然而,次注射器460耦接到罐1940而不是主注射器340(图4A-4C)。罐1940包括耦接到适配器350的尖端(被遮蔽),并且被配置成可移除地位于管道子系统120的连接器的128(图1)内,以将罐1940流体耦接到管道子系统120。因为罐1940不包括用于改变其体积的柱塞或其他部件,所以注射器460是用于排空罐1940(例如,经由次注射器460的重复循环)的唯一真空源。

[0141] 在所示的实施例中,罐1940还包括过滤器1942。为了清楚起见,罐1940在图19中显示为透明的。过滤器1942耦接到和/或覆盖具有血液分离端口1946的可移除端盖1944。在操

作中,当血液和凝块物被吸入罐1940时(例如,经由上文详细描述的任何方法),过滤器1942从罐1940内的凝块物中分离血液。过滤后的血液可以经由血液分离端口1946移除。例如,注射器(未示出)或其他装置可以流体耦接到血液分离端口1946,并被用于通过过滤器1942将血液从罐1940中抽出。然后可经由,例如,流体控制装置126和/或管道子系统120的连接器128将过滤后的血液重新引入患者。一旦血液从罐1940移除,端盖1944就可以从罐1940移除(例如,通过从罐1940的主体上拧下端盖1944),以移除所捕获的凝块物。在一些实施例中,过滤器1942附接到端盖1944,使得移除端盖1944以移除过滤器1942并允许凝块物被倾倒,舀取,或从罐1940移除。

[0142] 图20A-20E示出了根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的过滤器装置2050。过滤器装置2050被配置成用于,例如,以上参考图2-7详细描述的一个或多个压力源的直通式(in-line)过滤器。例如,图20A是过滤器装置2050和压力源340(图3A-3D)的部分分解侧视图。在所示的实施例中,过滤器装置2050包括过滤器部分2060,其可移除地可位于筒部分2070内。在所示的实施例中,筒部分2070包括限定室2074的筒2072,和被配置成将室2074流体耦接到外部部件(如管道子系统120)的大口径尖端2076(例如,如图20C所示)。过滤器部分2060包括密封件2062,其被配置成(i)当过滤器部分2060位于筒部分2070的室2074内时与筒2072的内表面相配合,和(ii)当将注射器340插入至过滤器装置2050时与注射器340的外表面(例如,筒344的外表面)相配合。在其他实施例中,过滤器部分2060可以永久地附接到筒部分2070或与筒部分2070一体地形成。过滤器部分2060还包括过滤器(例如,网)2064,其被配置(例如,尺寸和形状上被配置)以阻止凝块物从中超过。在一些实施例中,过滤器2064可被配置成阻止大于约100 μm (例如,大于约110 μm)的凝块从中超过。

[0143] 图20B是耦接到过滤器装置2050的注射器340的立体侧视图。为了清楚起见,筒部分2070的筒2072在图20B(和图20C-20E)中显示为透明的。在所示的实施例中,密封件2062位于注射器340的筒344的外表面和筒部分2070的筒2072的内表面之间。过滤器2064位于注射器340的尖端347周围(例如,覆盖)以在操作期间阻止凝块物进入注射器340的筒344。

[0144] 图20C是耦接到组件10的管道子系统120的过滤器装置2050和注射器340的侧视图。更具体地,如上文详细描述,可以将尖端2076插入至管道子系统120的连接器128。当过滤器装置2050和注射器340耦接到管道子系统120时,过滤器装置2050的位置被设置为与注射器340成直通式(例如,串联)。在图20C所示的实施例中,注射器340的柱塞342已被撤出,以在筒2072和344的组合体积中产生负压。如上文详细描述,打开流体控制装置126几乎瞬时地将负压施加到导管102以在其中产生抽吸。当通过导管102和管道子系统120抽吸凝块物和血液时,过滤器部分2060阻止凝块物进入注射器340的筒344。因此,抽吸出的血液被收集在注射器340的筒344中,而抽吸出的凝块物被收集在过滤器装置2050的筒部分2070的筒2072中。通过这种方式,在抽吸期间可以分离凝块物和血液。

[0145] 在本技术的一个方面中,将血液从凝块物分离使得血液在注射器340内以允许血液能够容易地被重新引入患者。例如,图20D和20E是耦接到组件10的管道子系统120以将血液重新引入患者的注射器340的侧视图。在一些实施例中,如图20D所示,注射器340可与过滤器装置2050去耦接并直接耦接到连接器128。在流体控制装置126处于打开位置时,通过按下注射器340的柱塞342,然后通过组件10将血液重新引入患者。在一些实施例中,如

图20E所示,注射器340可与过滤器装置2050去耦接并直接耦接到流体控制装置126上的端口。在流体控制装置126处于关闭位置时,通过按下注射器340的柱塞342,然后可以通过组件10将血液重新引入患者。一起参考图20A-20E,在将过滤出的血液重新引入患者之后或之前,过滤器装置2050的过滤器部分2060可以从筒部分2070中移除,以便可以移除所收集的凝块物并且清洁过滤器装置2050。在一些实施例中,过滤器装置2050和耦接的压力源可被用于在抽吸通过之后而不是在期间从凝块物过滤血液。例如,过滤器装置2050和耦接的压力源可被用于撤出在压力源1900的罐1940(例如,在罐1940不包括过滤器1942的地方)中收集的血液和凝块物。

[0146] 图21A和21B示出了根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的过滤器装置2150。过滤器装置2150被配置成与,例如,以上参考图2-7详细描述的一个或多个压力源一起使用。例如,图21A是过滤器装置2150和压力源340(图3A-3D)的部分分解侧视图。在所示的实施例中,过滤器装置2150包括限定室2154的壳体2152,被配置成位于壳体2152内的过滤器2156,和被配置成可释放地(例如,经由螺纹连接,扣合连接等)耦接到壳体2152的盖组件2160。在一些实施例中,过滤器2156可具有约50-200微米之间的孔隙率。

[0147] 壳体2152可以包括端口2153,该端口2153被配置成可移除地经由管道子系统2120与压力源340流体耦接。在所示的实施例中,管道子系统2120包括管道分段2124(分别标记为第一管道分段2124a和第二管道分段2124b),流体控制装置2126(例如,阀,旋塞,夹具等),和连接器2128(例如,大口径连接器),用于将管道子系统2120流体耦接到压力源340。在所示的实施例中,盖组件2160包括流体连接器2162(例如,标准鲁尔或大口径连接器),其被配置成经由,例如,管道分段2164连接到接收/再输注注射器2170。在一些实施例中,盖组件2160可包括阀(例如,单向阀,止回阀等),该阀提供通过过滤器组件2150的单向流体流。

[0148] 在操作中,在凝块移除程序期间,在抽吸通过之后和当压力源340充满血液和凝块物时可以将压力源340与连接器128(图1)去耦接。在将过滤器装置2150连接到接收注射器2170之后,压力源340可以耦接到过滤器装置2150。例如,图21B是过滤器装置2150的立体侧视图,该过滤器装置2150(i)经由管道子系统2120耦接到压力源340,以及(ii)经由管道分段2164耦接到再输注注射器2170。更具体地,一起参考图21A和21B,压力源340的尖端347可以耦接到管道子系统2120的连接器2128,并且再输注注射器2170的尖端2172可以耦接到管道分段2164。在其他实施例中,过滤器装置2150可以其他方式(例如,直接使得管道子系统120的全部或部分被省略)耦接到压力源340和/或再输注注射器2170。或者,过滤器装置2150可以直接附接到侧端口108(图1),IV线(未示出),或用于将血液重新引入患者的另一合适的连接点。

[0149] 在将压力源340耦接到过滤器装置2150之后,可以打开流体控制装置2128以将压力源340流体连接到过滤器装置2150。然后,操作者可以压下压力源340的柱塞342以驱动血液和凝块物从压力源340进入和/或通过过滤器装置2150。过滤器装置2150的过滤器2156从凝块物过滤血液,使得血液流入再输注注射器2170并且凝块物保留在过滤器装置2150的室2154中。例如,如图21B所示,血液B填充再输注注射器2170,并且在由箭头H所表示的方向上按下压力源340的柱塞342之后,凝块物PE保留在过滤器装置2150的室2154内。

[0150] 接下来,可以将再输注注射器2170与过滤器装置2150去耦接,以便血液B可以重新

引入患者。例如,再输注注射器2170可以直接耦接到流体控制装置126上的端口(图1)。盖组件2160可与过滤器装置2150的壳体2152去耦接以,例如,允许操作者移除在壳体2152中被收集的凝块物PE,从而清洁和准备过滤器装置2150以供另一次使用。

[0151] 图22是根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的过滤器装置2250的部分分解侧视图。过滤器装置2250被配置成与,例如,以上参考图2-7详细描述的一个或多个压力源一起使用。一般来说,过滤器装置2250大体上类似于参考图21A和21B详细描述过滤器装置2150。例如,过滤器装置2250包括限定室2254的壳体2252,被配置成位于壳体2252内的过滤器2256,以及被配置成可释放地耦接到壳体2252的盖组件2260。然而,在所示的实施例中,过滤器装置2250包括端口2253,该端口2253直接连接到被配置成耦接到压力源(例如,图3A-3D中所示的压力源340)的连接器2228。盖组件2260包括被配置成连接到再输注注射器,鞘,IV线等(未示出)的流体连接器2162(例如,标准鲁尔或大口径连接器)。在一些实施例中,流体连接器2262相对于过滤器2260和/或壳体2252成一定角度。例如,在图22中,流体连接器2262形成为具有近似直角。在本技术的一个方面中,这个布置使得过滤器装置在使用期间更符合人体工程学。

[0152] 图23是根据本技术配置的用于在凝块移除程序期间从抽吸出的凝块物中过滤血液的过滤器装置2350的部分分解侧视图。过滤器装置2350被配置成与,例如,以上参考图2-7详细描述的一个或多个压力源一起使用。过滤器装置2350大体上与参考图22详细描述过滤器装置2250相同,例如,包括壳体2252(“第一壳体2252”),过滤器2256(“第一过滤器2256”),以及包括流体连接器2262(“第一流体连接器2262”)的盖组件2260。然而,在所示的实施例中,第二壳体2382和第二过滤器2386流体连接到流体连接器2262。第二壳体2382包括第二流体连接器2384,其可流体连接到再输注注射器,鞘,IV线等(未示出)。第二过滤器2386被配置成提供第二级过滤。例如,在一些实施例中,第一过滤器2256具有比第二过滤器2386更大的孔隙率。例如,第一过滤器2256可具有约50-200微米之间的孔隙率以及第二过滤器2386可具有约50-170微米之间的孔隙率。

[0153] 一般来说,本领域技术人员将理解,本文公开的过滤器装置的多种实施例可以具有不同的组件或组件的组合。例如,过滤器装置2050,2150,2250,和/或2350(“过滤器装置”)可与不同于注射器340(例如,图2和4-7中所示的那些)的几种不同压力源中的任意一种一起使用。在一些实施例中,过滤器装置可以形成为管道子系统120(图1)的组件。此外,过滤器装置可以包括任意数量的过滤器和/或壳体,以提供任意数量的过滤级。

[0154] 七,示例

[0155] 以下示例阐述了本技术的几个方面:

[0156] [[在权利要求定稿后添加]]

[0157] 总结

[0158] 以上对本技术实施例的详细描述并非旨在穷举或将本技术限制为上述公开的精确形式。尽管为了说明的目的在以上描述了本技术的具体实施例和示例,但是相关领域的技术人员将认识到在本技术范围内可能进行多种等同修改。例如,尽管步骤以给定的顺序呈现,但是替代实施例可以以不同的顺序执行步骤。本文所述的多种实施例也可以组合以提供进一步的实施例。

[0159] 综上所述,应当理解,为了说明的目的,本文描述了本技术的具体实施例,但是没

有详细地示出或描述公知的结构和功能,以避免不必要地模糊对本技术实施例的描述。如果上下文允许,单数或复数术语也可以分别包括复数或单数术语。

[0160] 此外,除非“或”一词明确限定为仅指两个或两个以上项目列表中不包括其他项目的单个项目,否则在此类列表中使用“或”应解释为包括(a)列表中的任意单个项目,(b)列表中的所有项目,或(c)列表中项目的任意组合。另外,术语“包括”通篇是指至少包括记载的一个或多个特征,使得不排除任意更多数量的相同特征和/或其他特征的附加的类型。还将理解,为了说明的目的,本文描述了特定实施例,但是可以在不偏离本技术的情况下进行多种修改。此外,虽然已经在那些实施例的情境中描述了与本技术的一些实施例相关联的优点,但是其他实施例也可以展示这样的优点,并且并非所有实施例都需要展示这样的优点才能落在本技术的范围内。因此,本公开和相关技术可以包括本文未明确示出或描述的其他实施例。

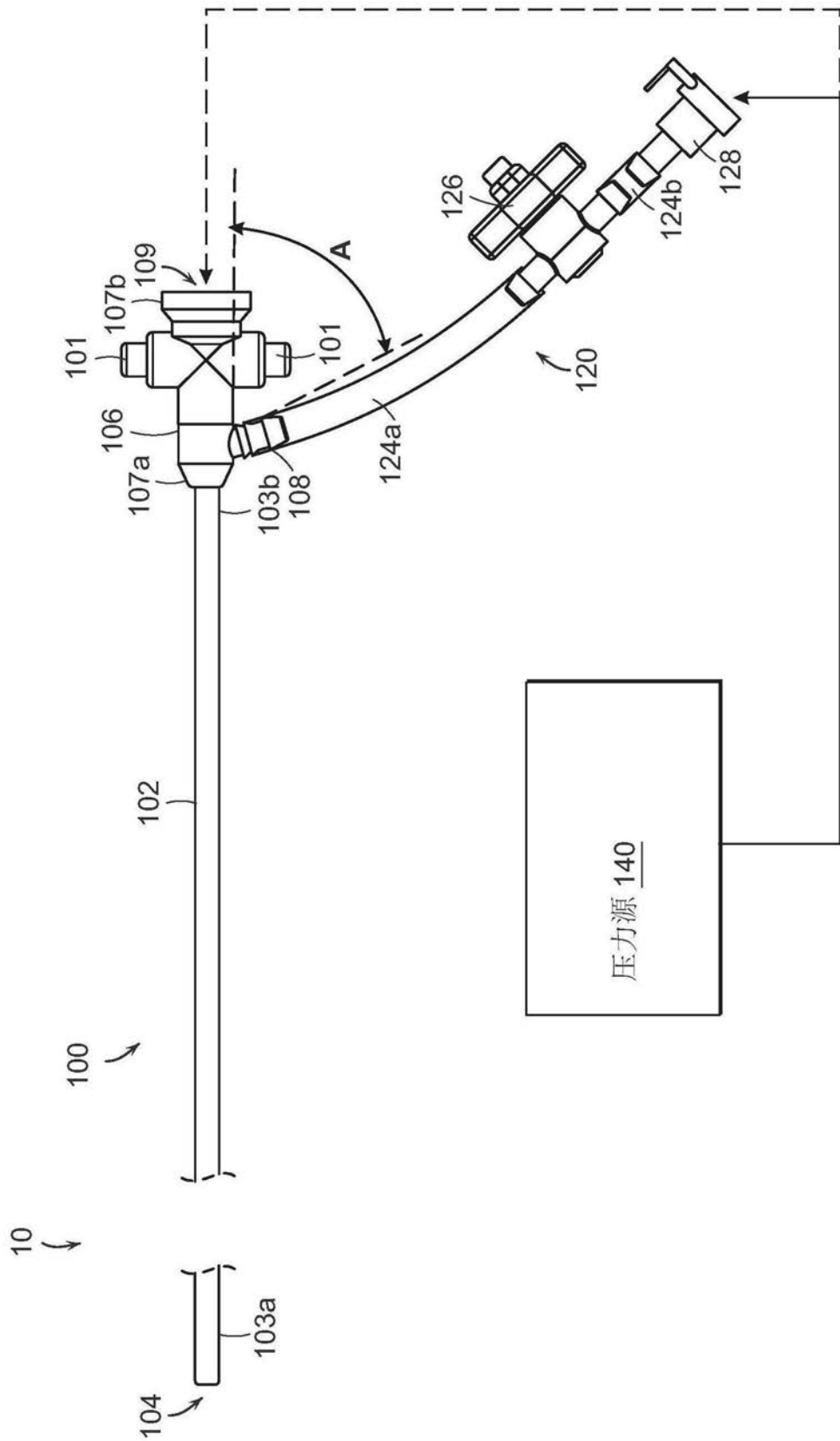


图1

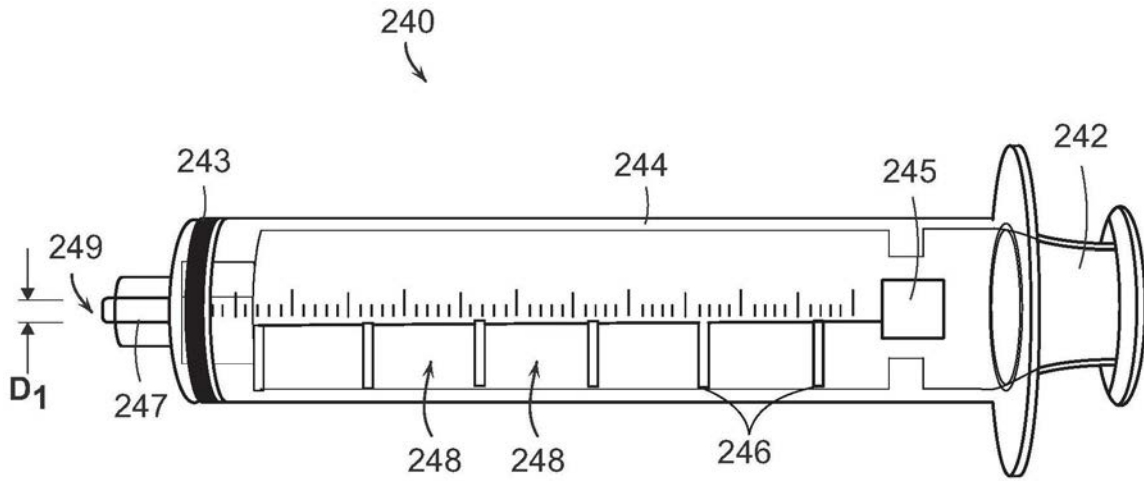


图2

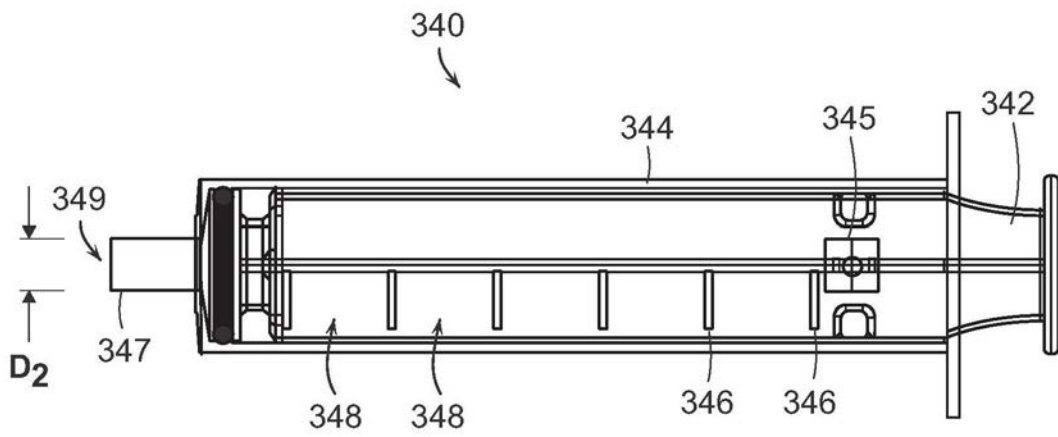


图3A

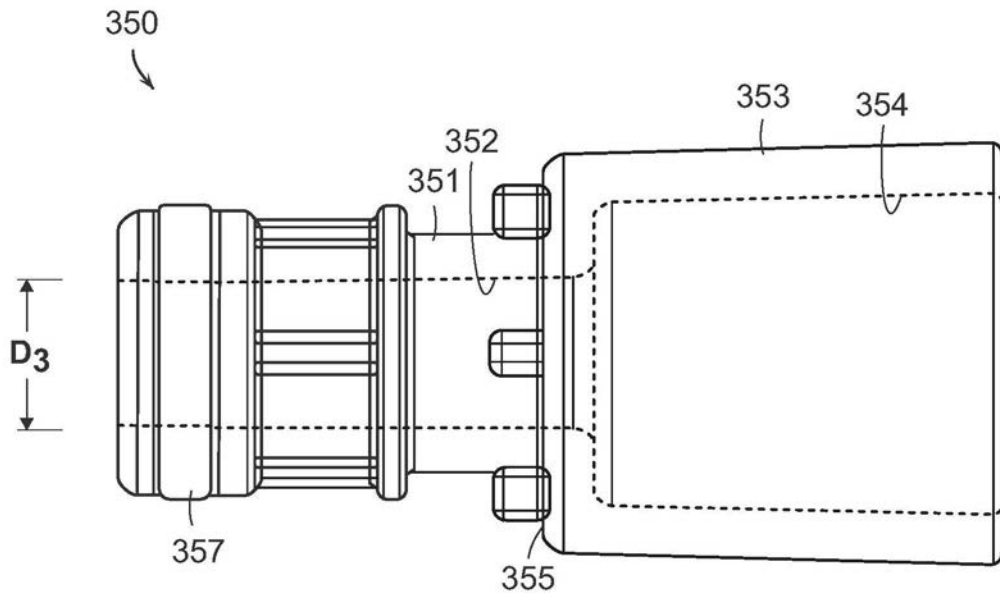


图3B

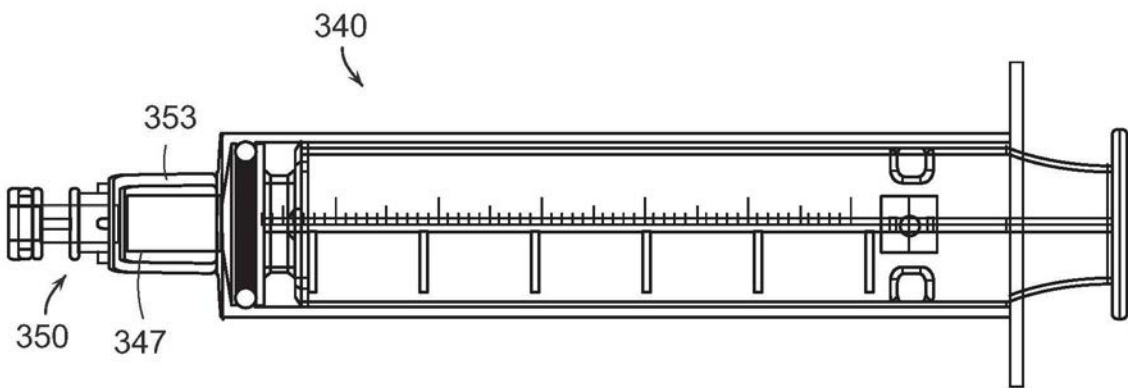


图3C

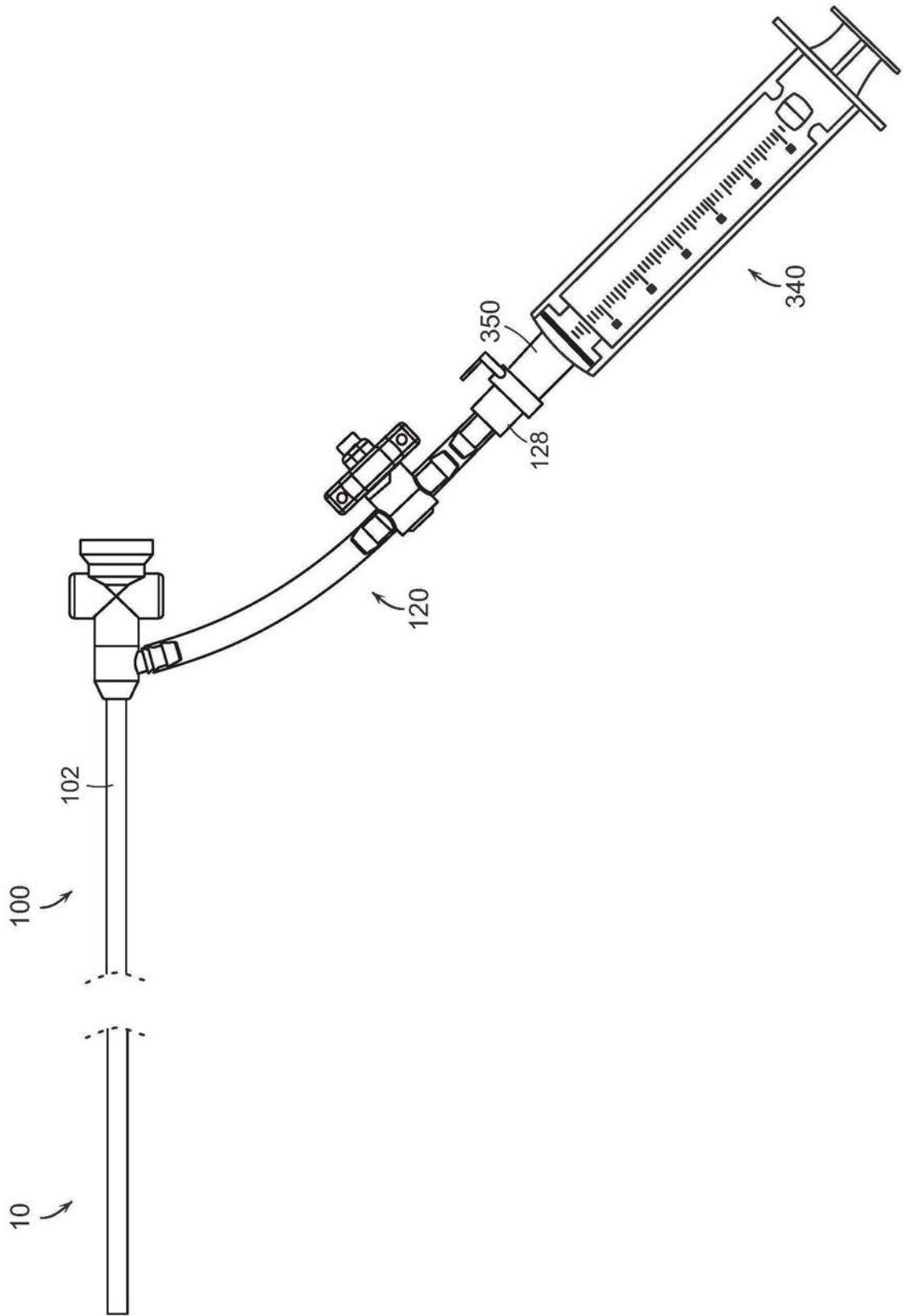


图3D

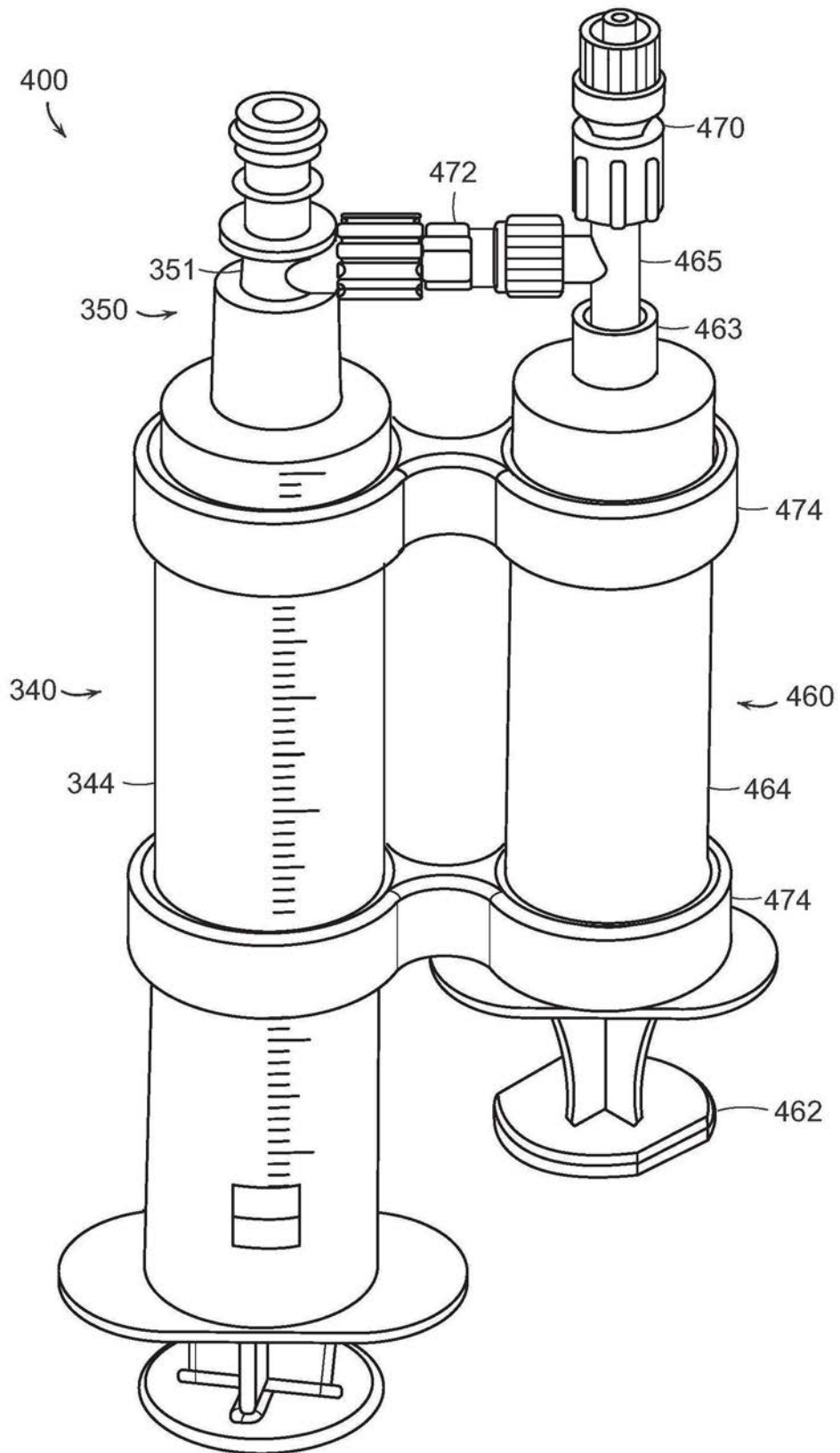


图4A

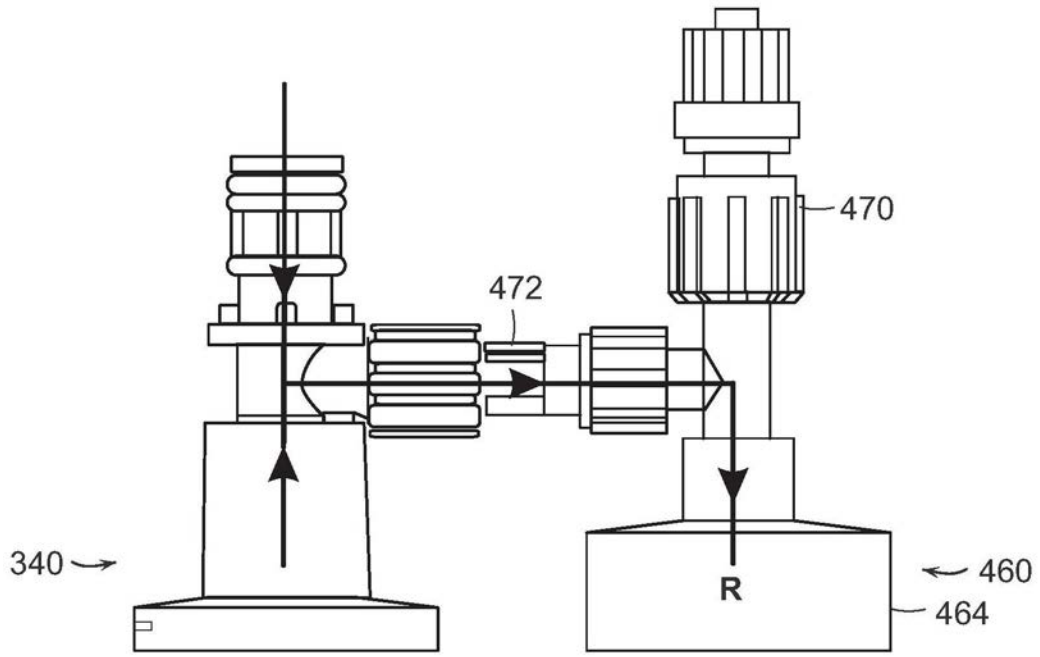


图4B

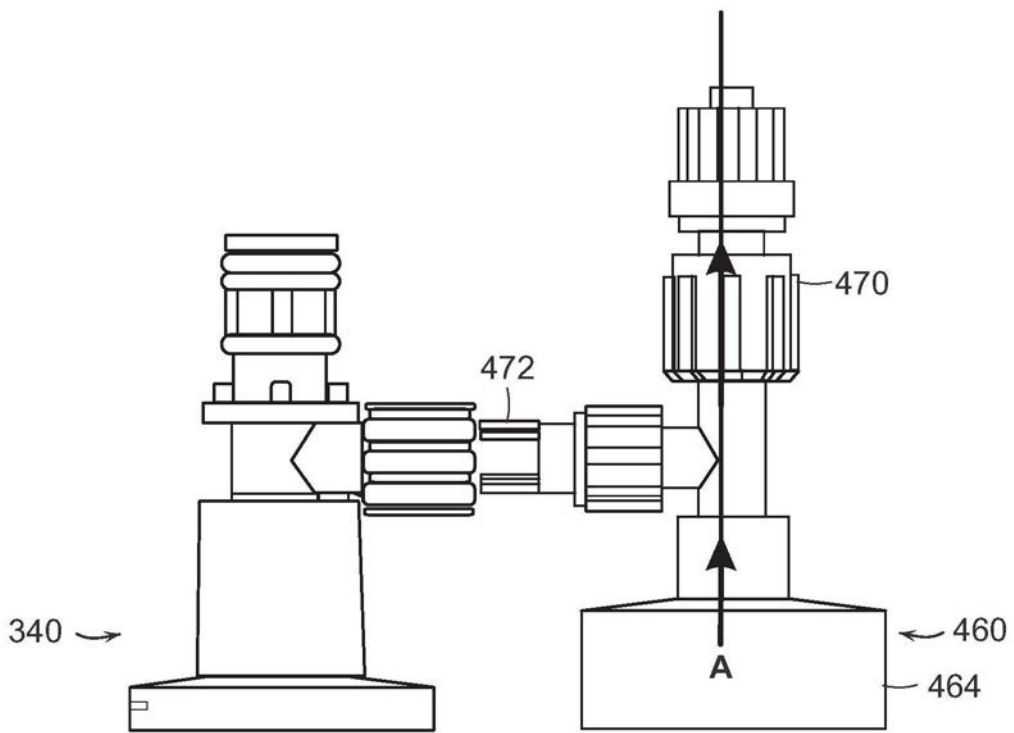


图4C

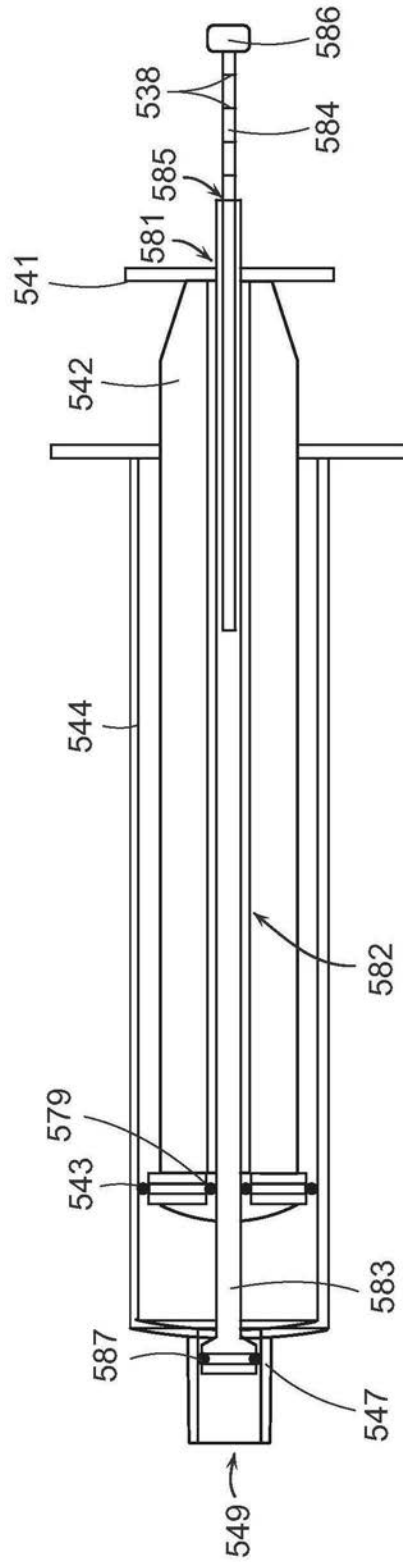


图5

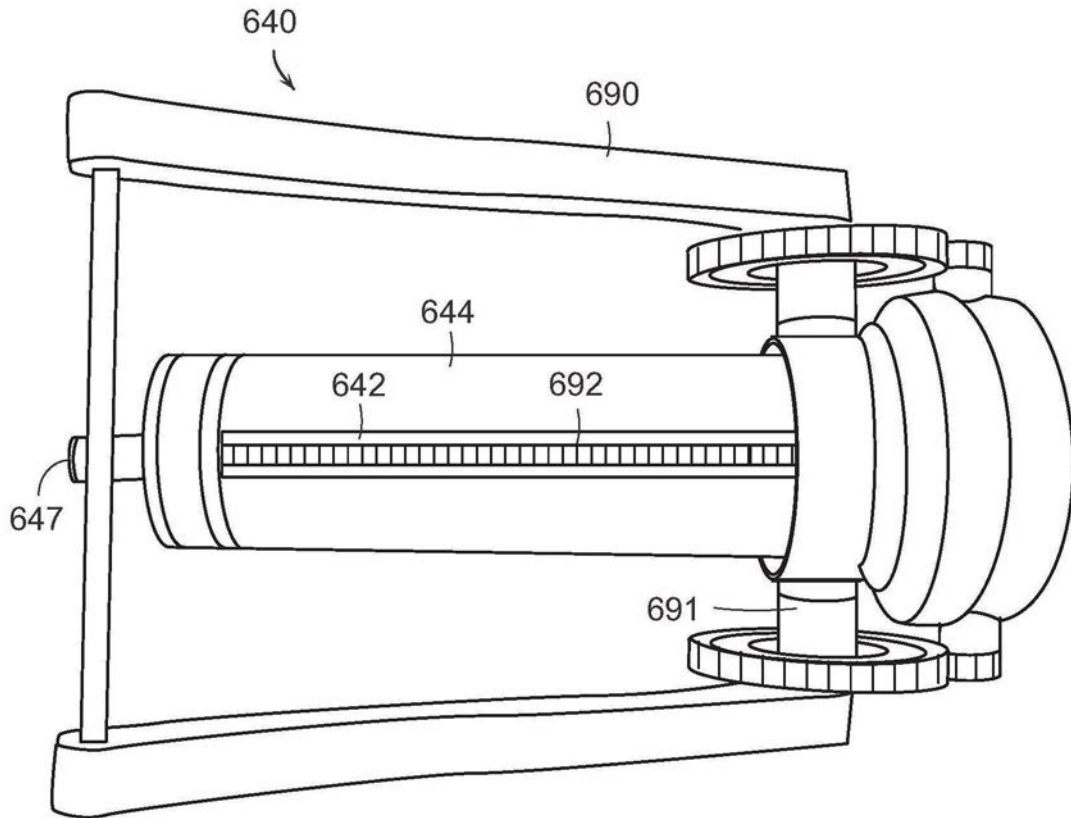


图6

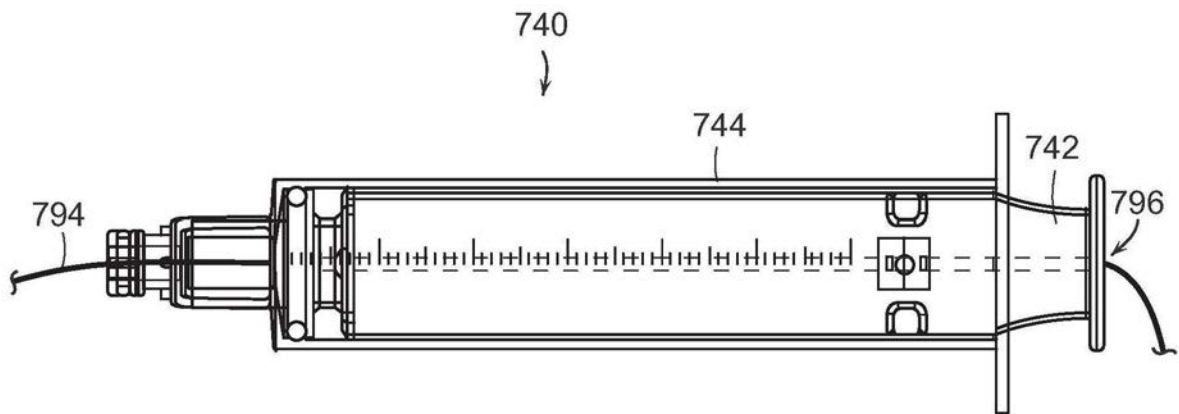


图7

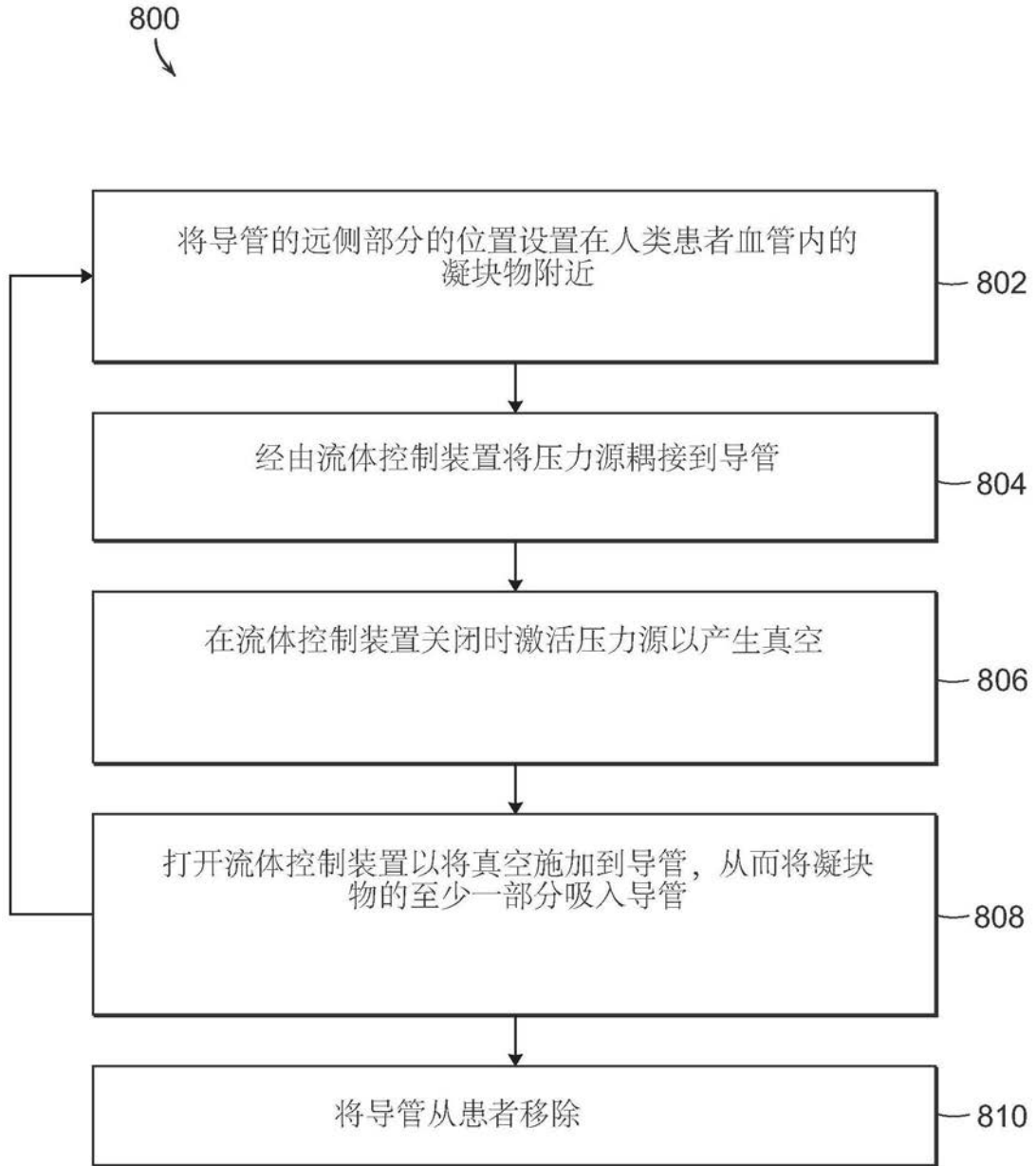


图8

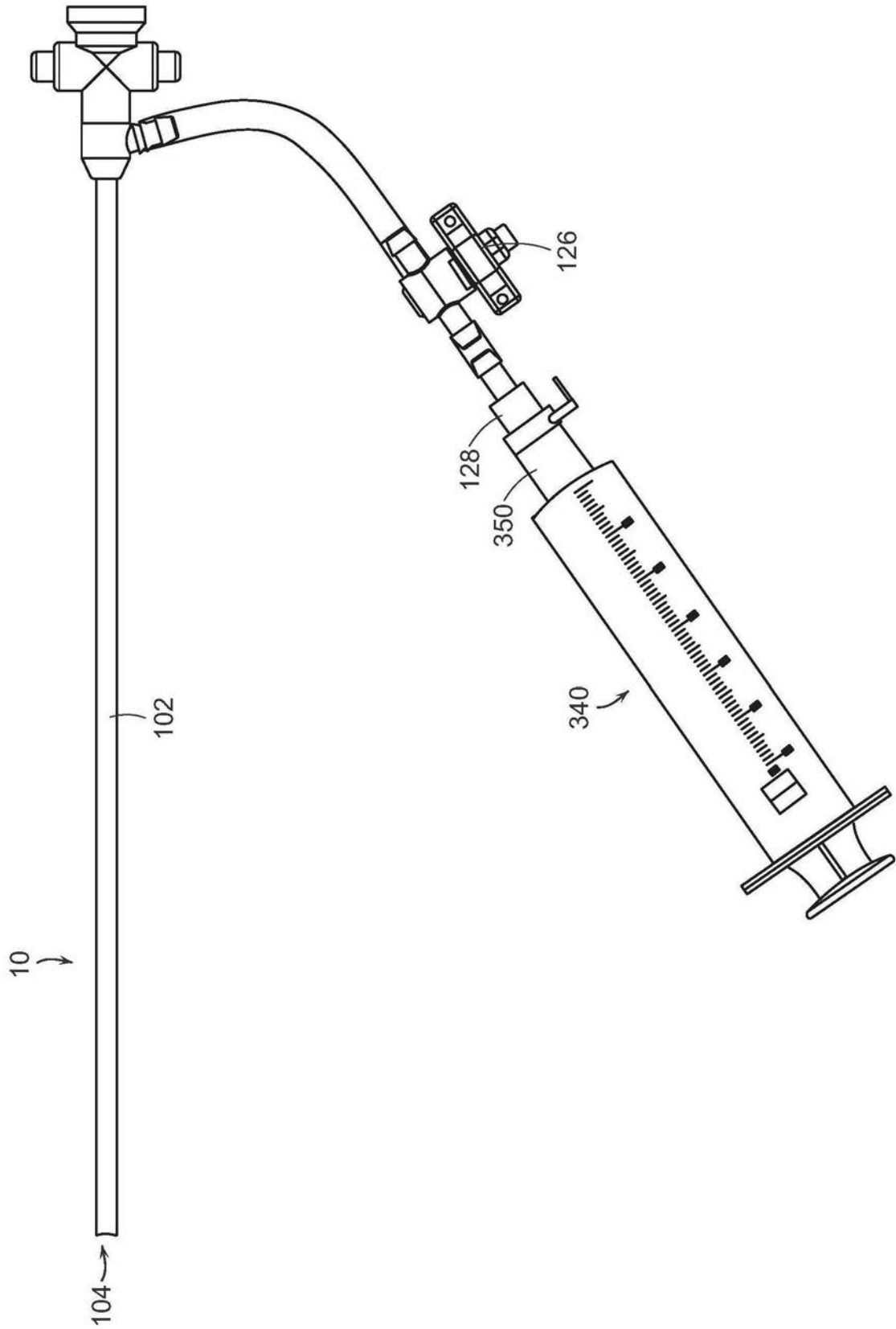


图9A

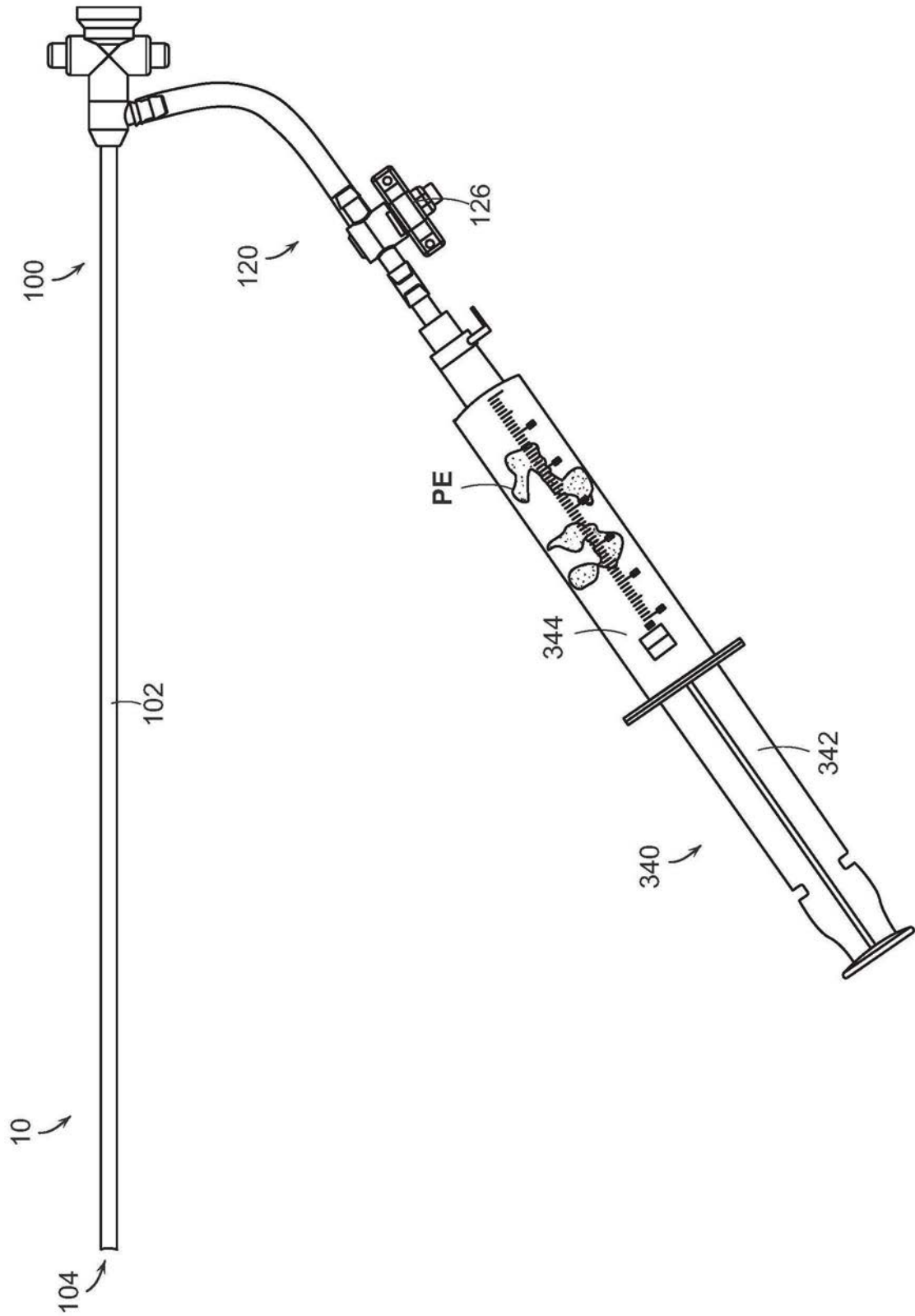


图9C

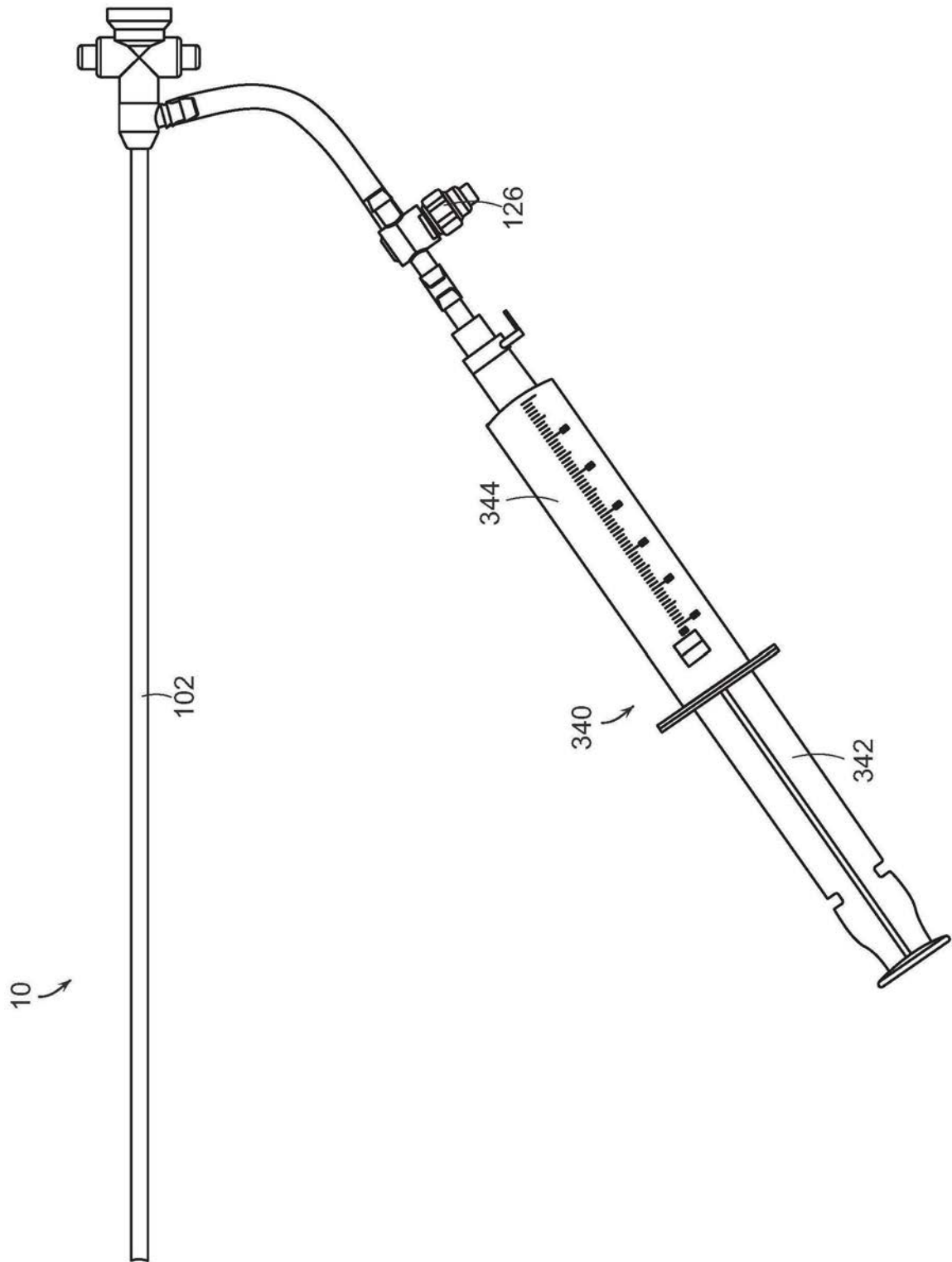


图9B

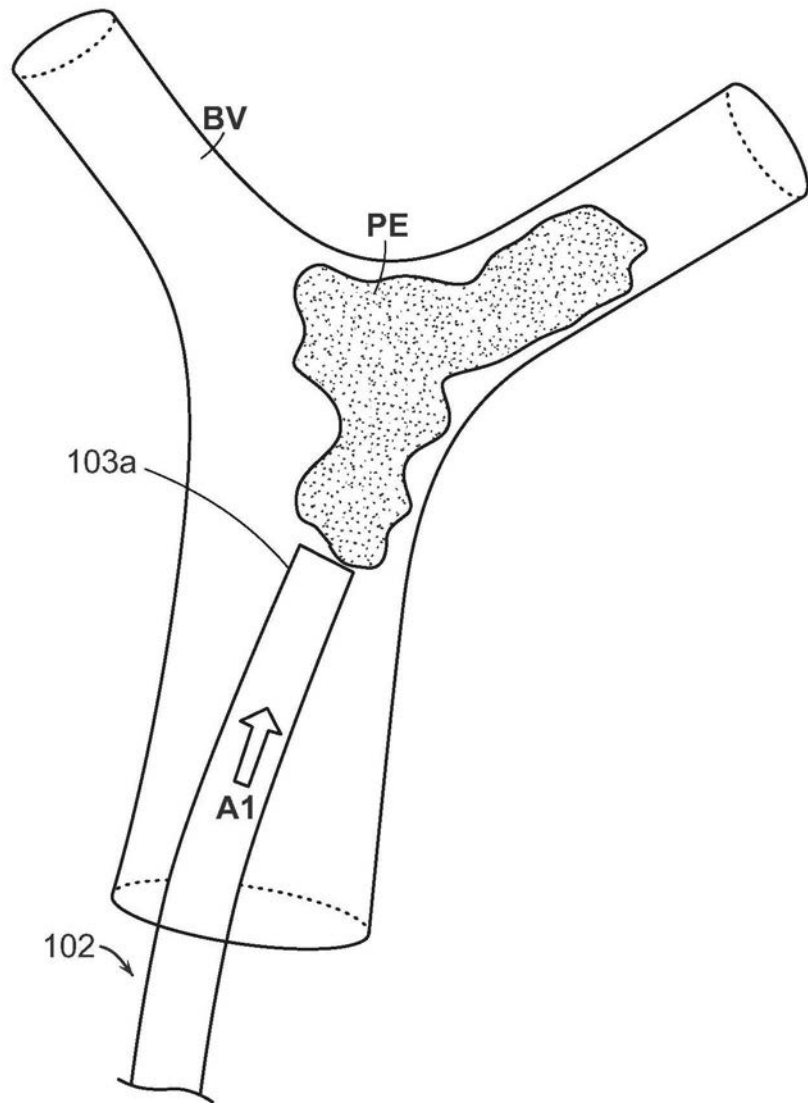


图10A

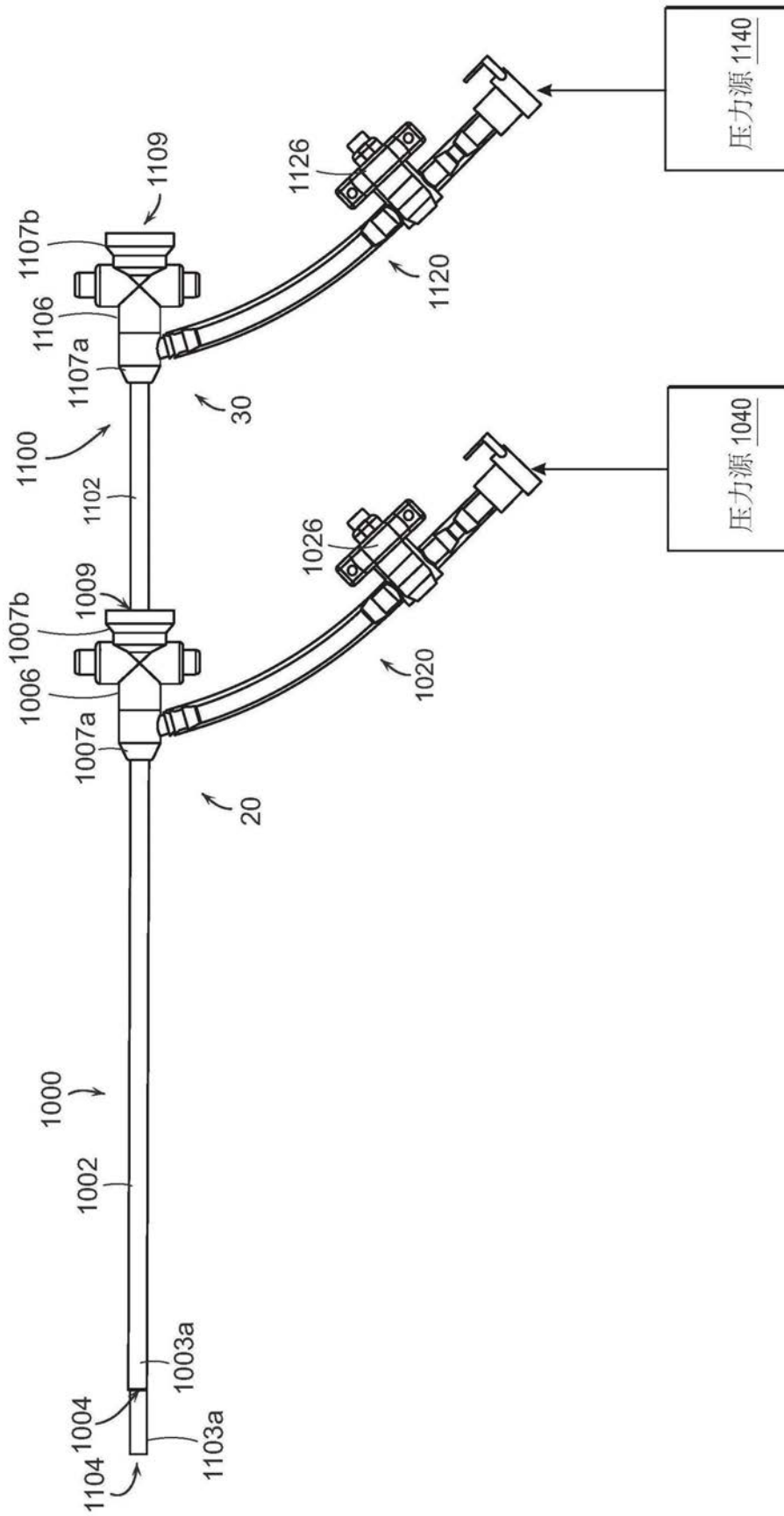


图11

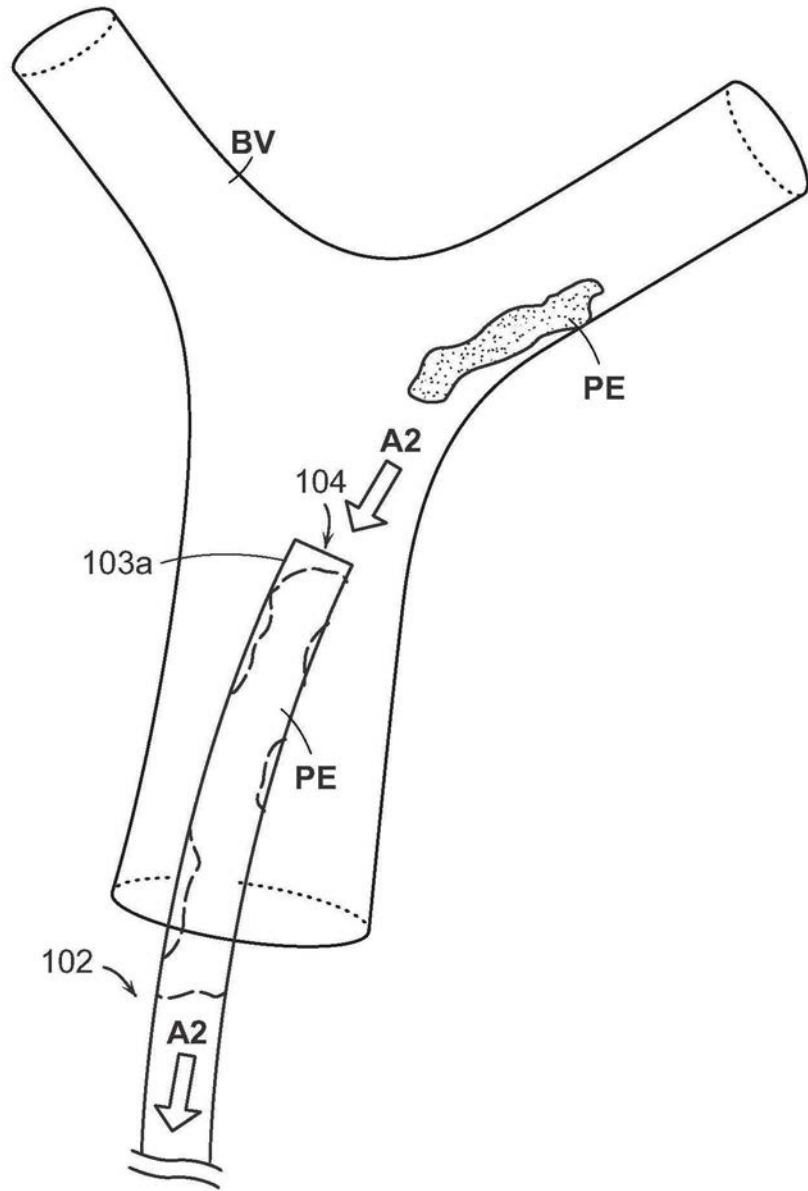


图10B

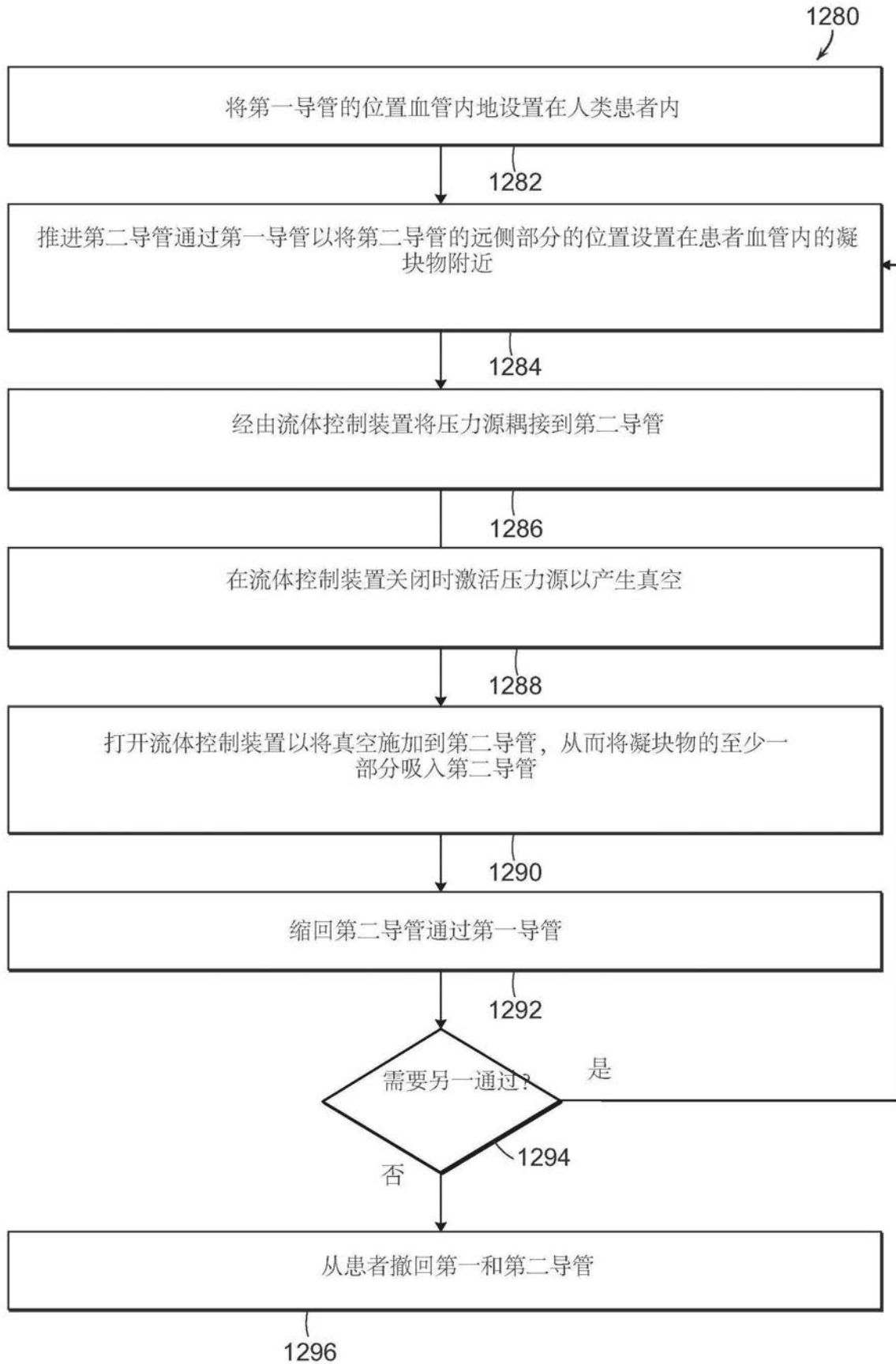


图12

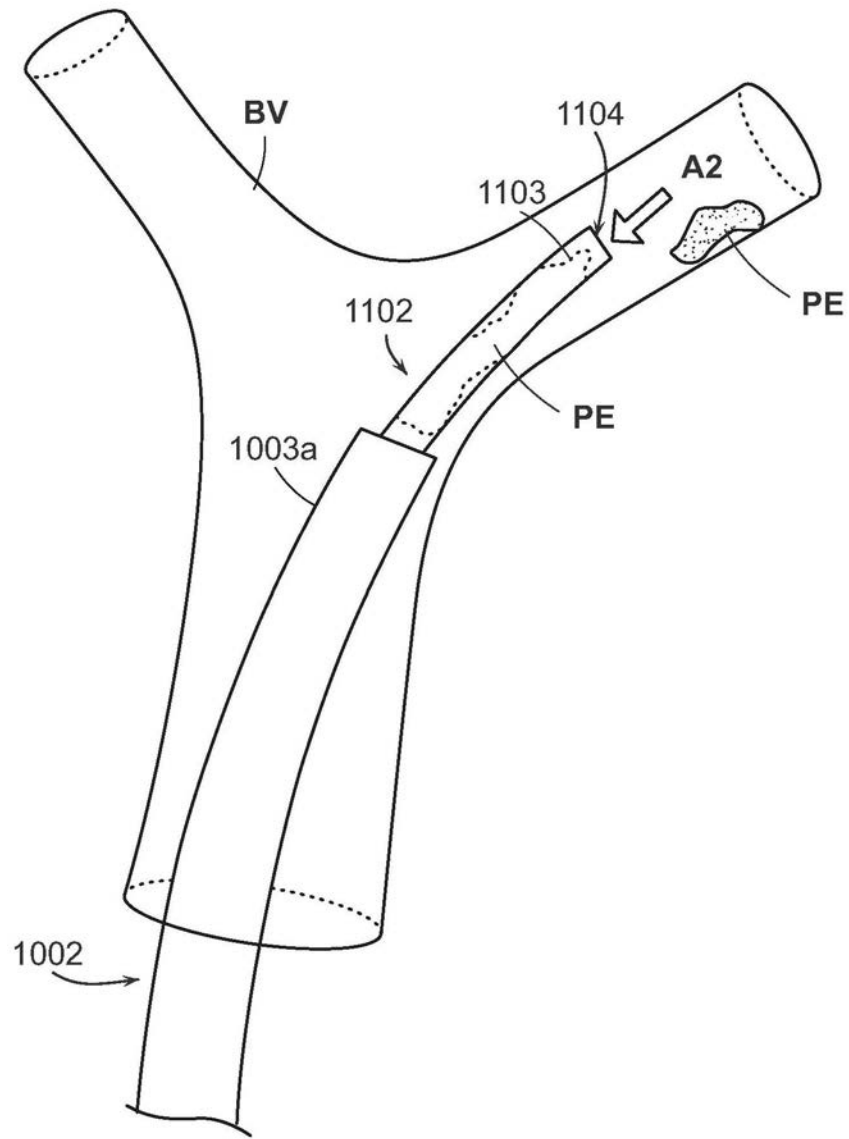


图13B

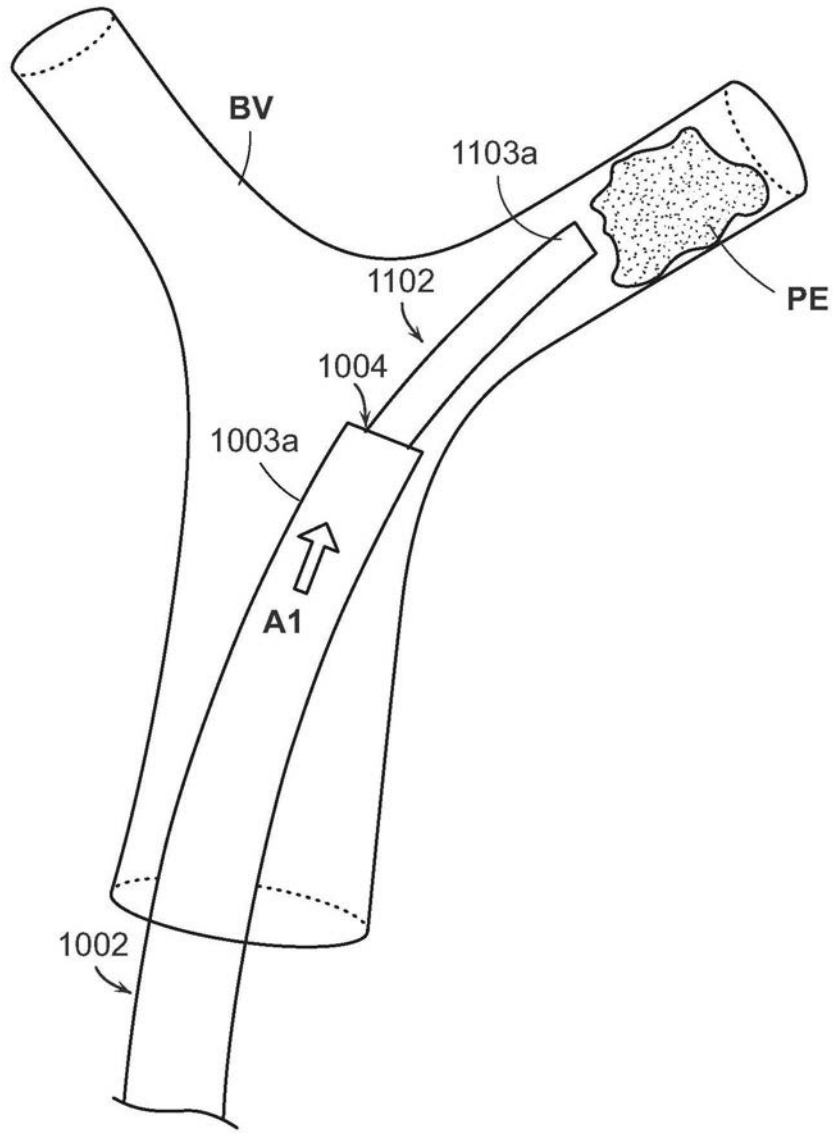


图13A

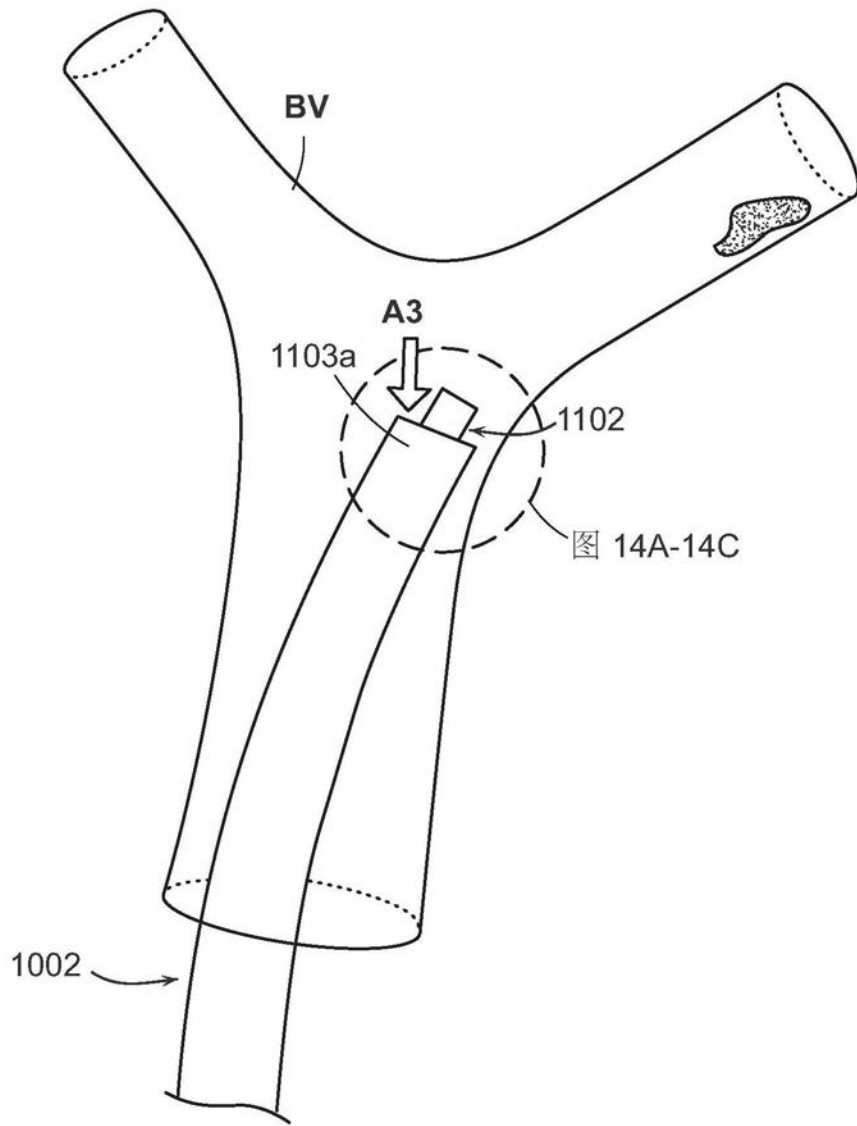


图13C

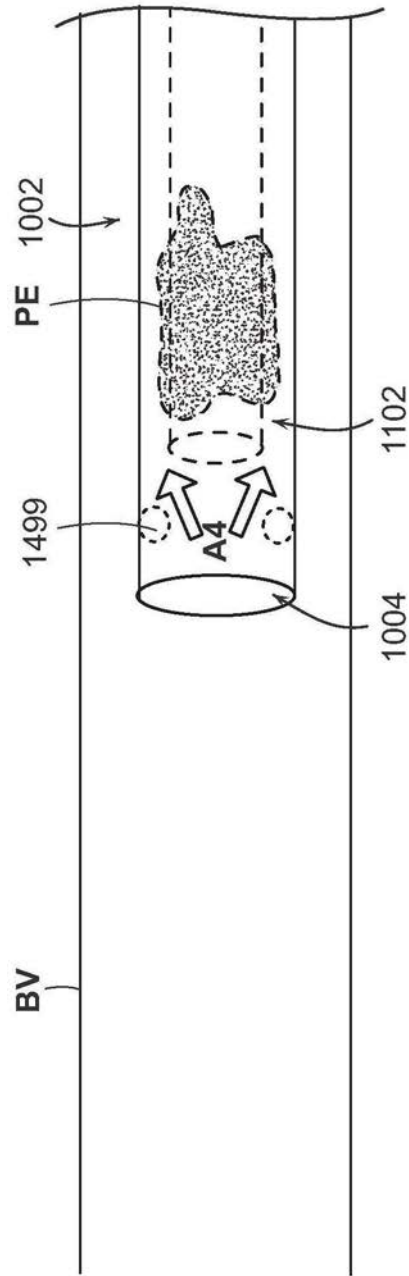


图14C

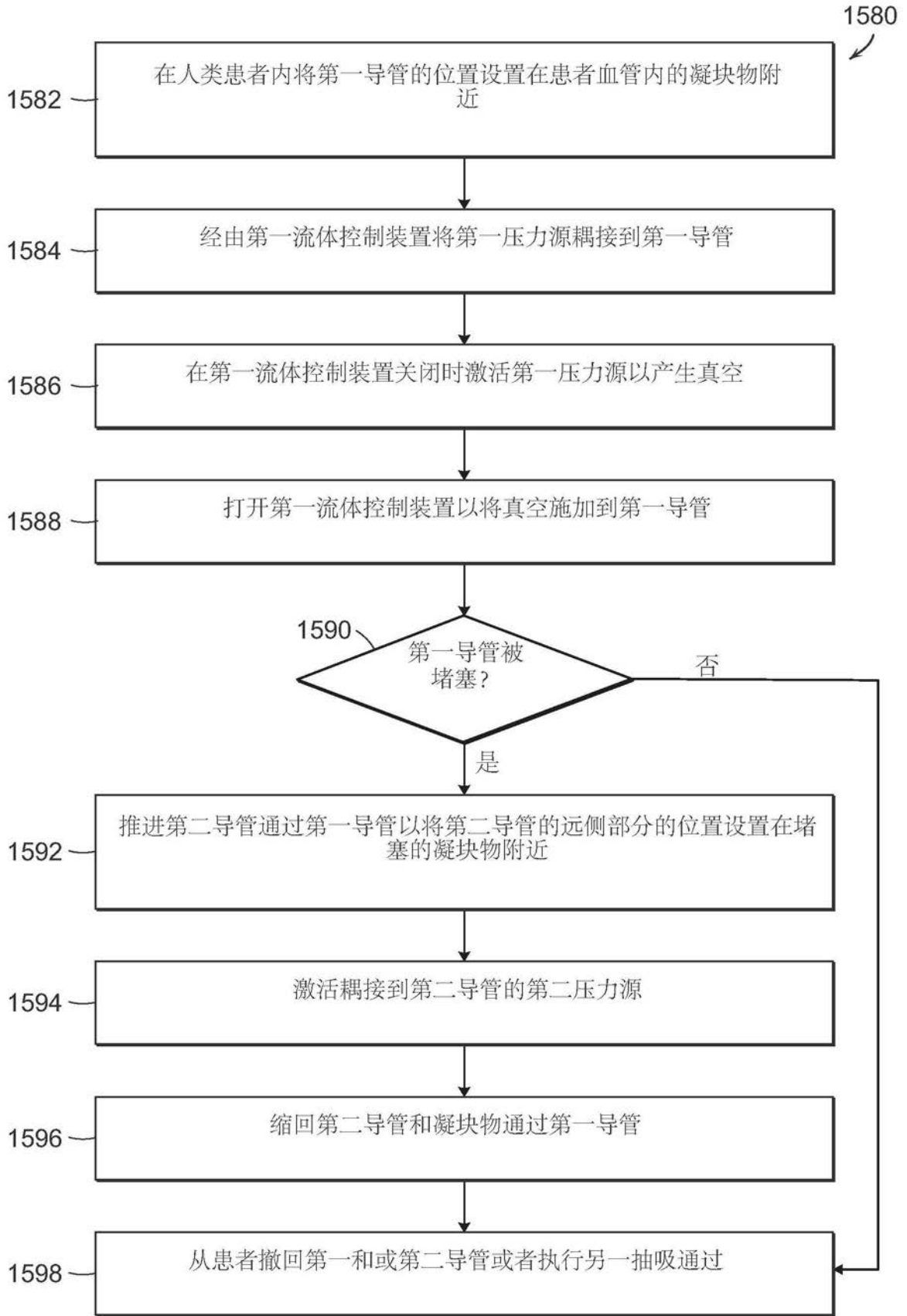


图15

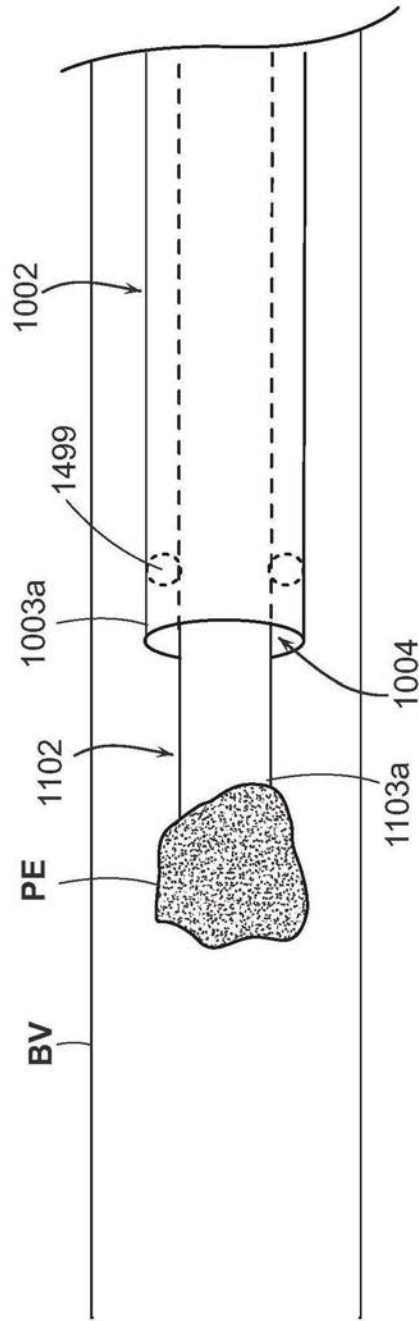


图14A

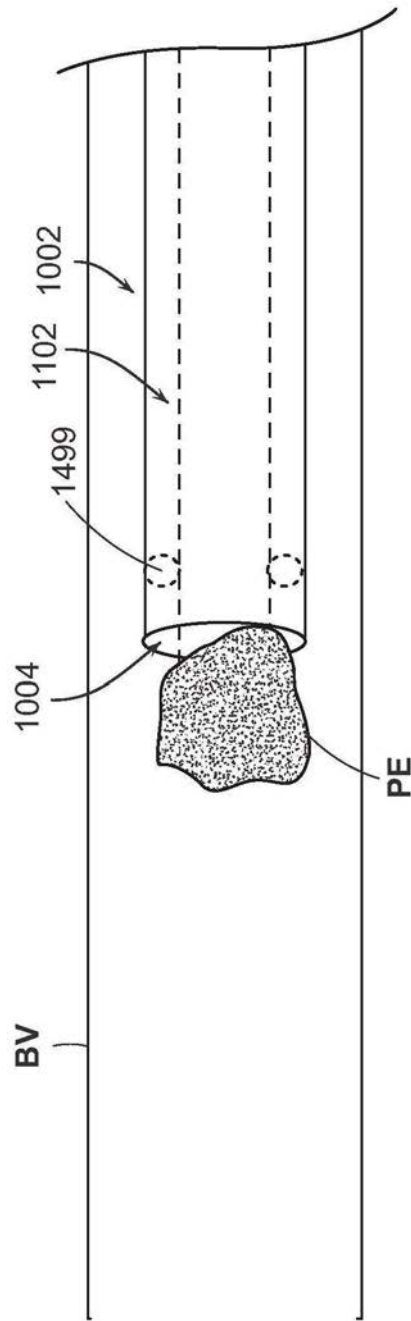


图14B

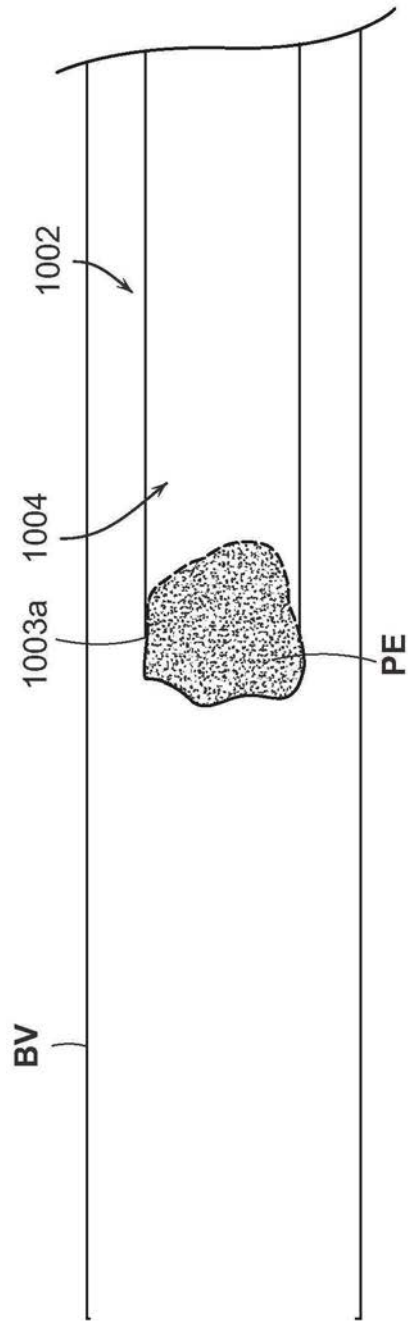


图16A

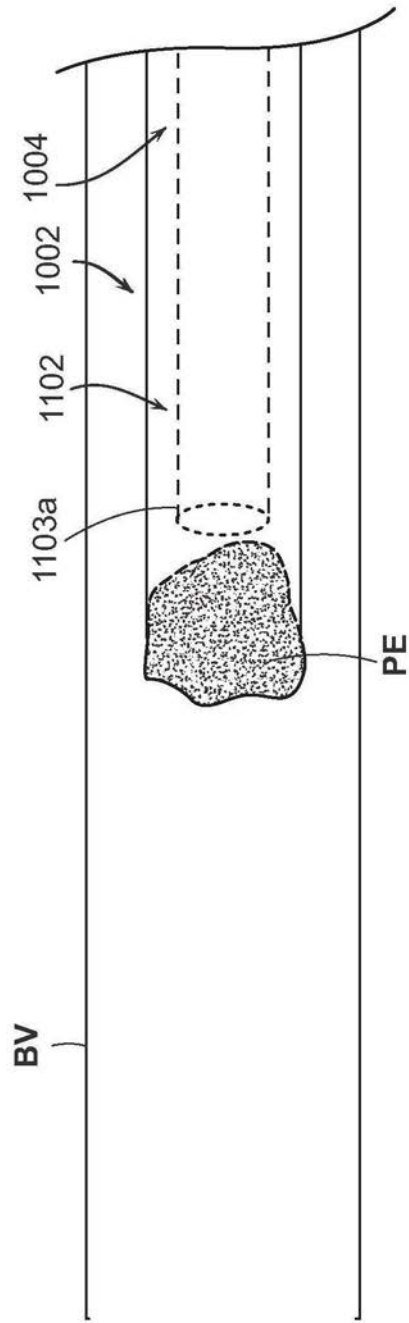


图16B

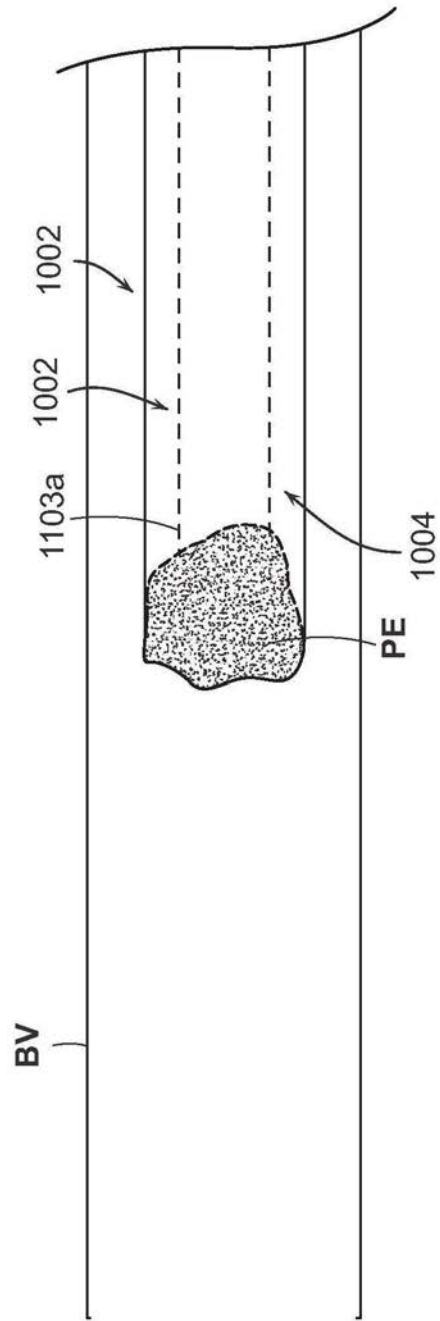


图16C

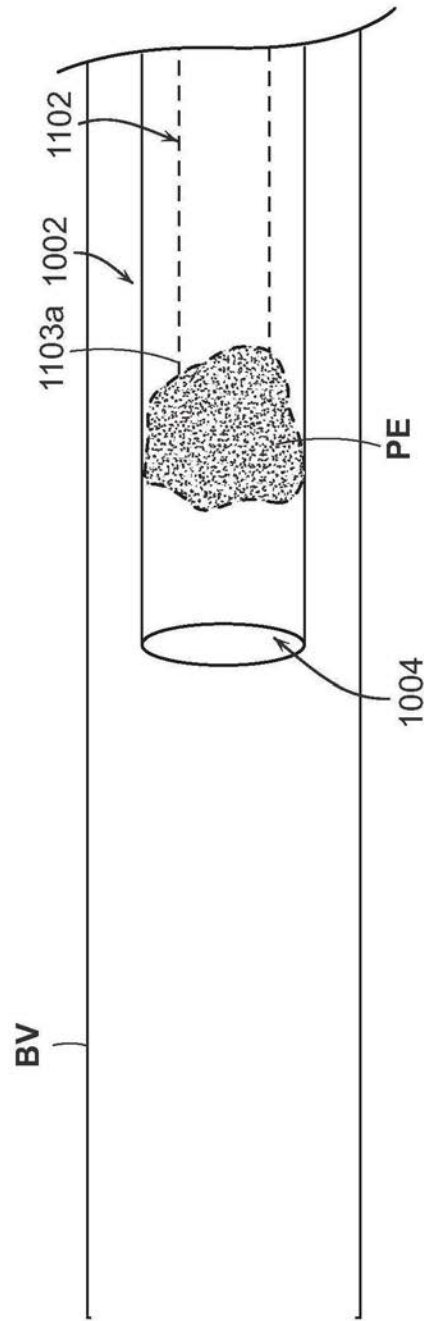


图16D

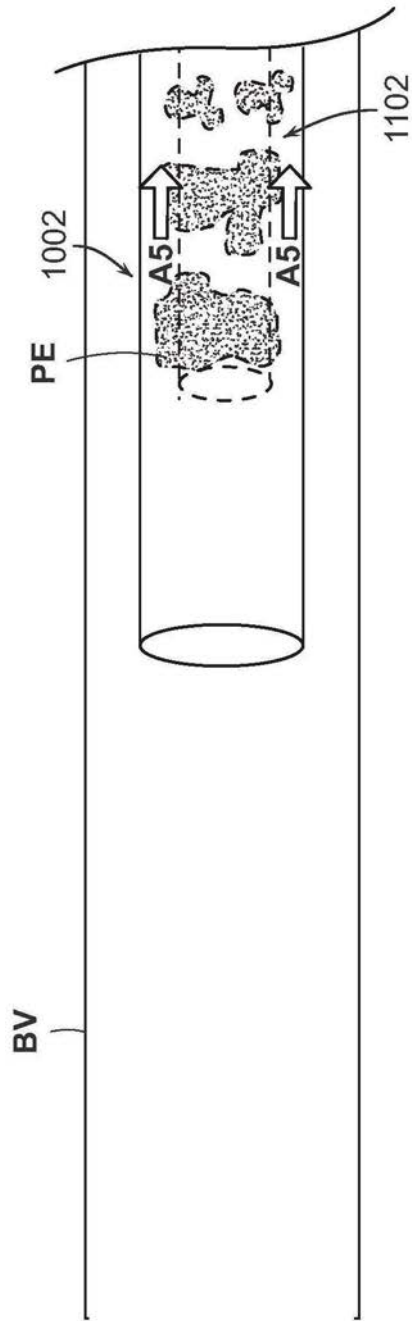


图16E

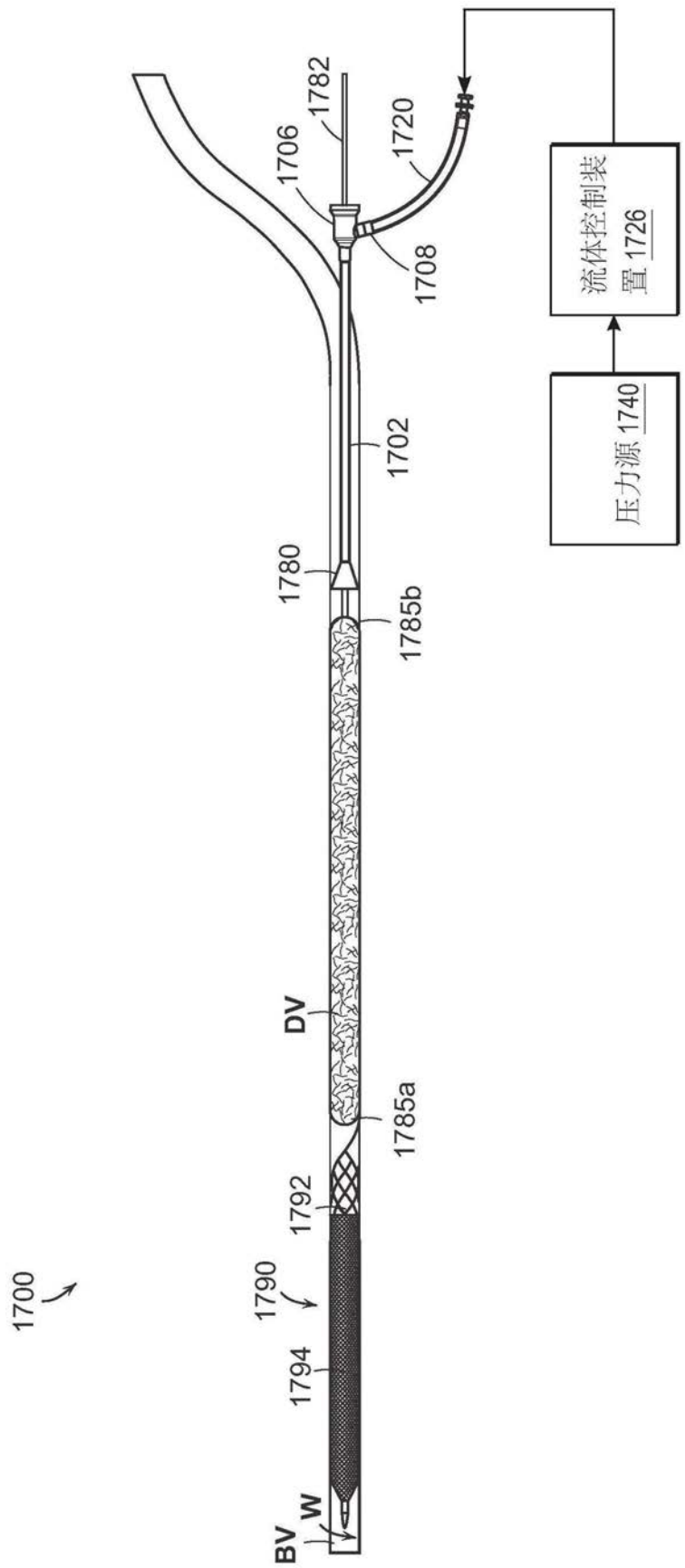


图17

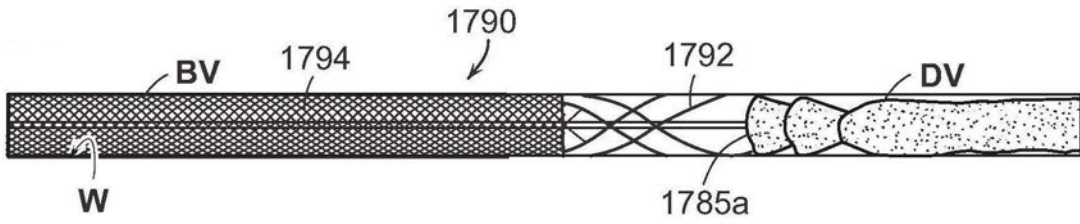


图18A

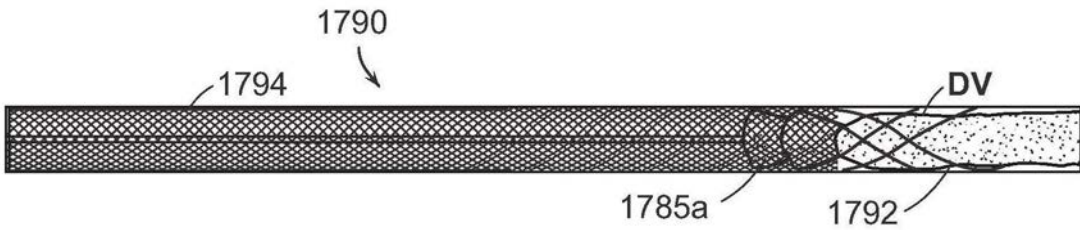


图18B

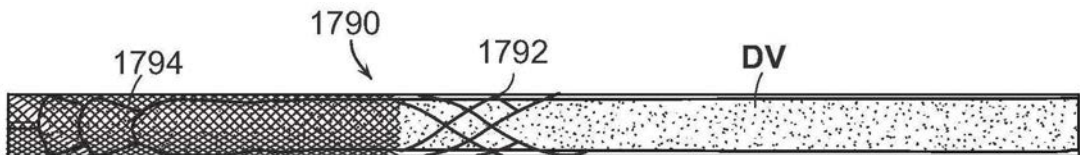


图18C



图18D

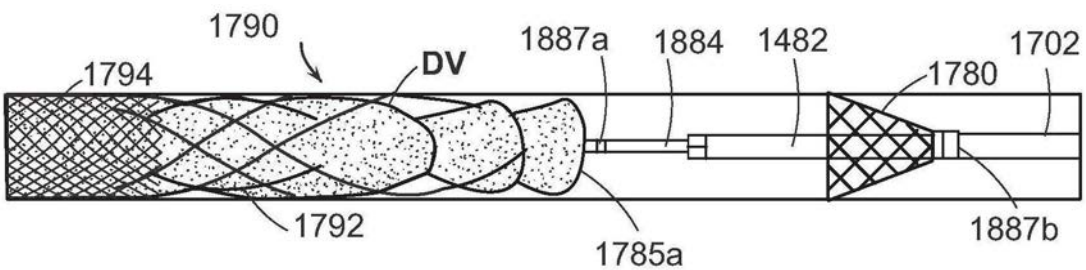


图18E

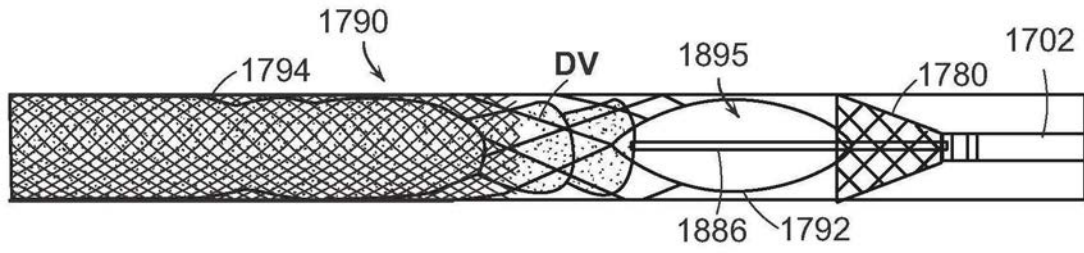


图18F

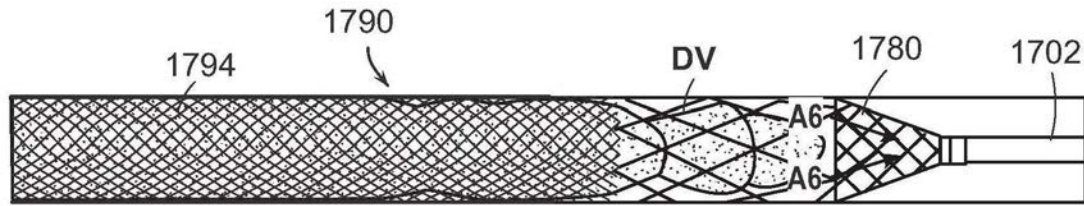


图18G



图18H

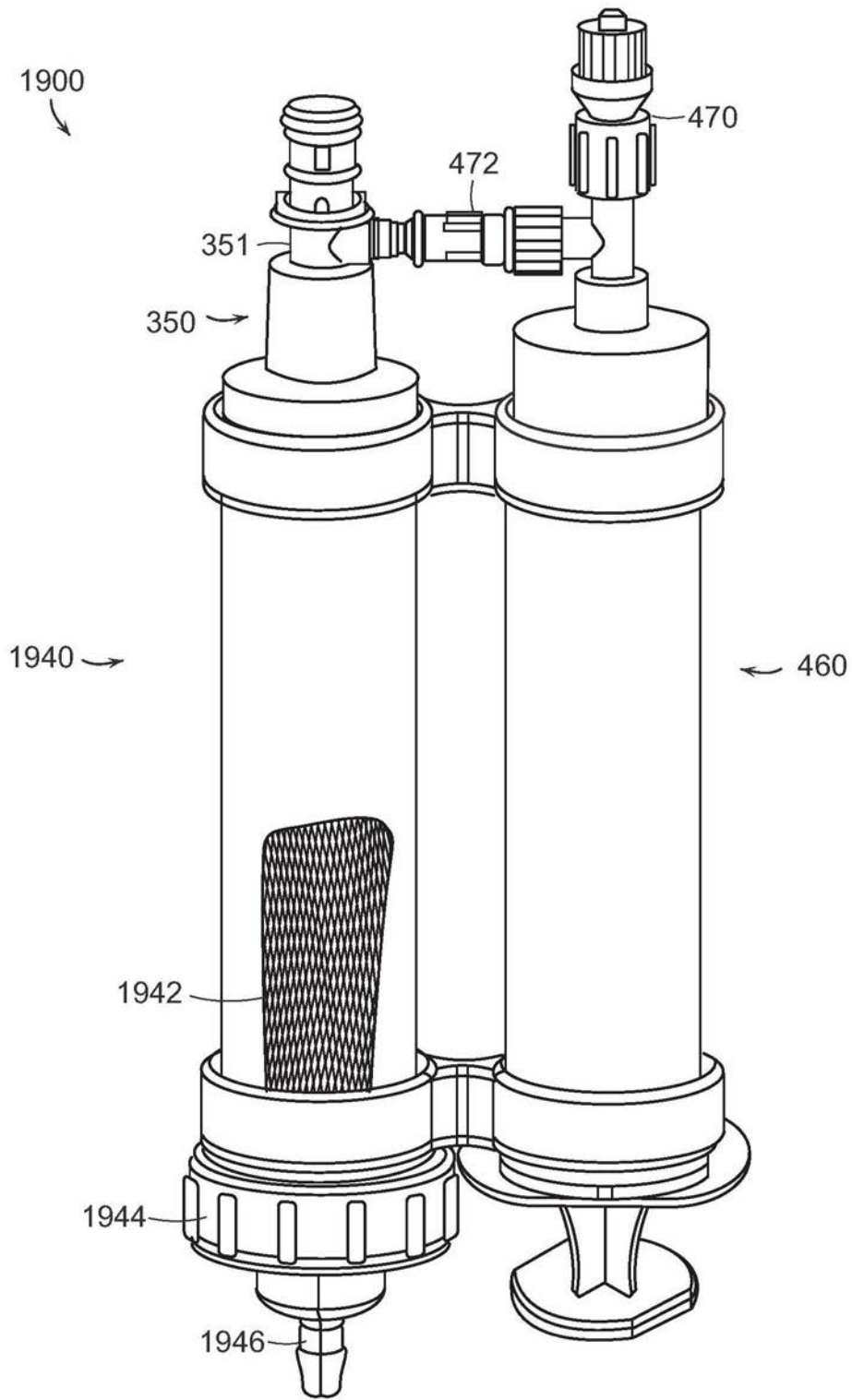


图19

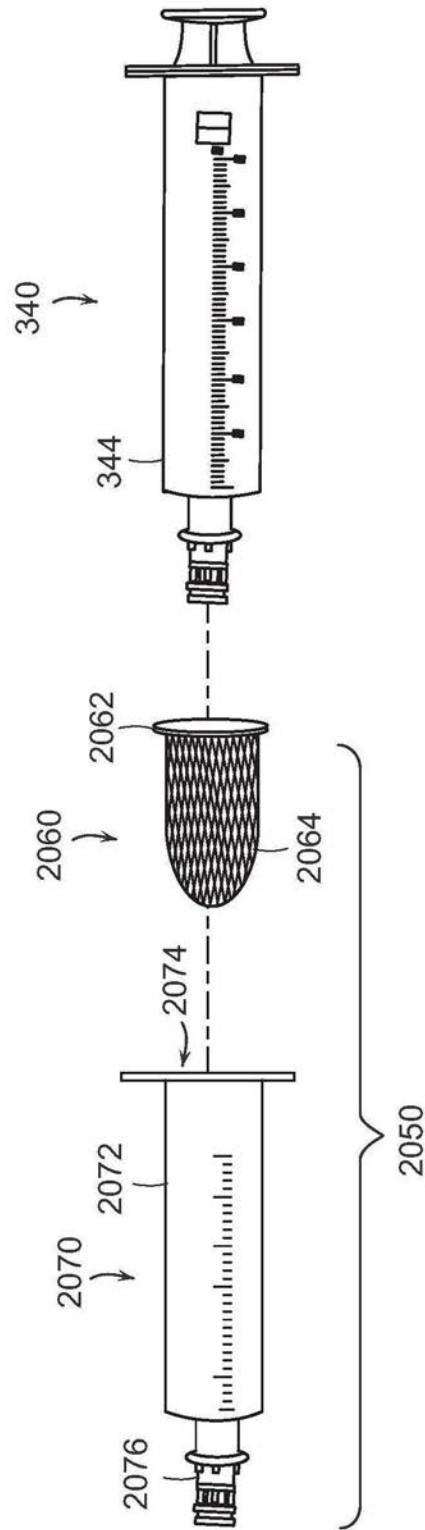


图20A

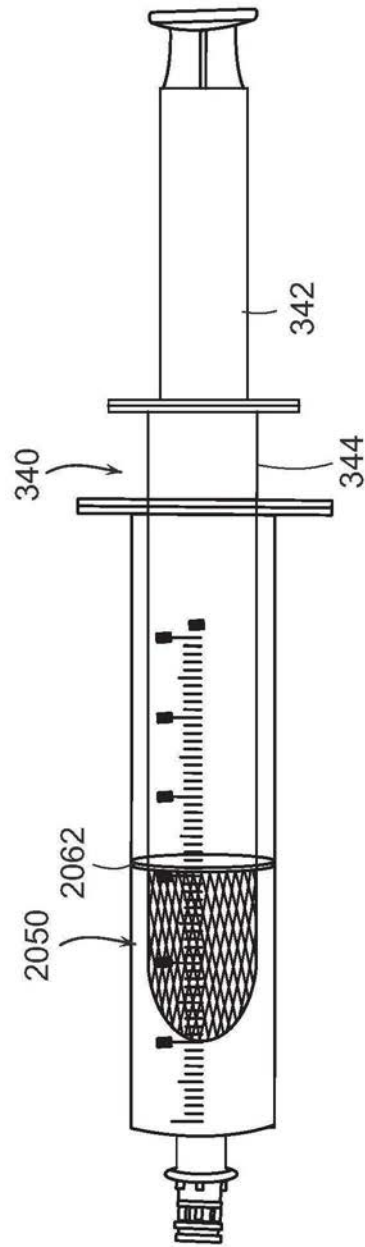


图20B

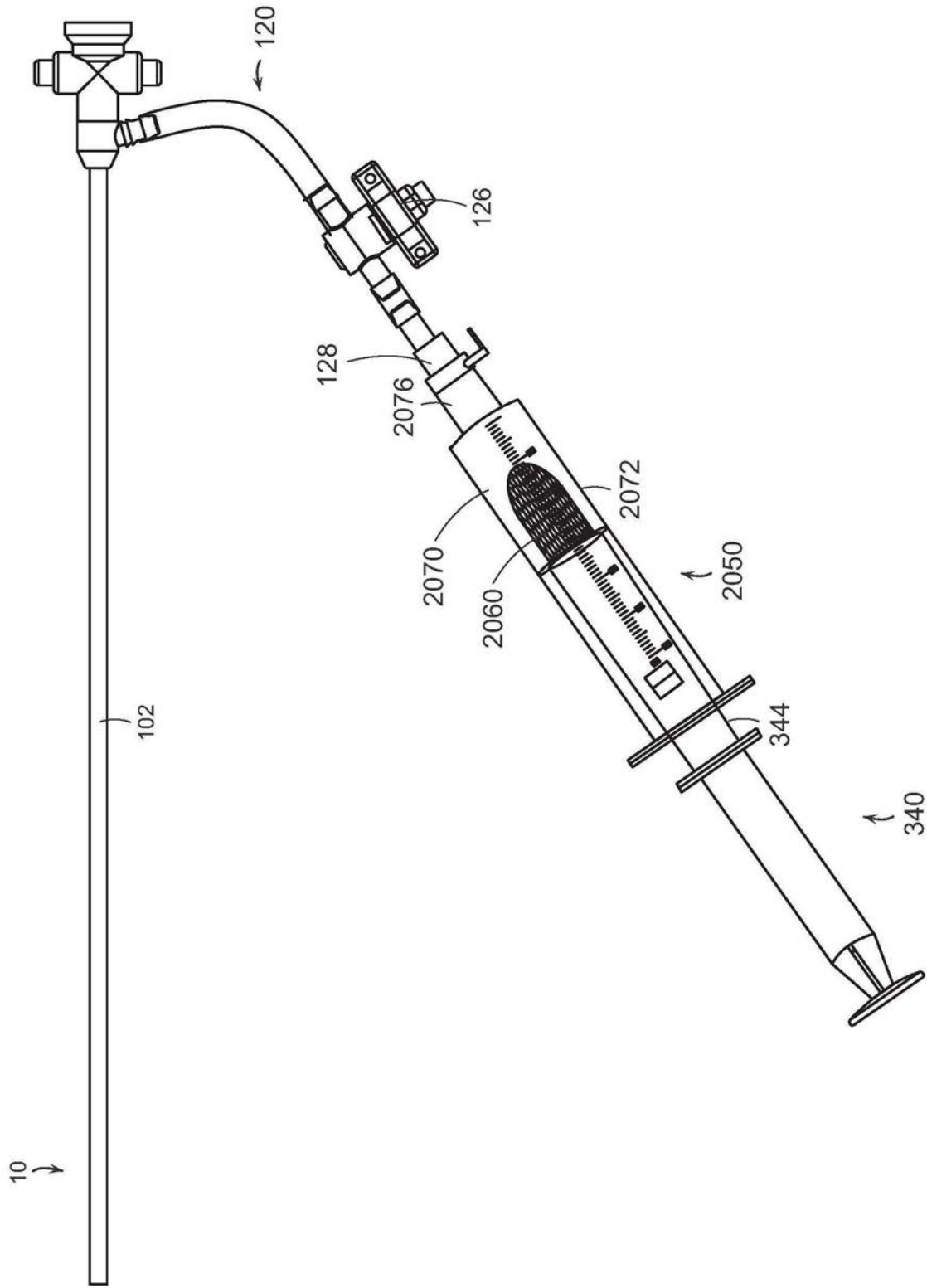


图20C

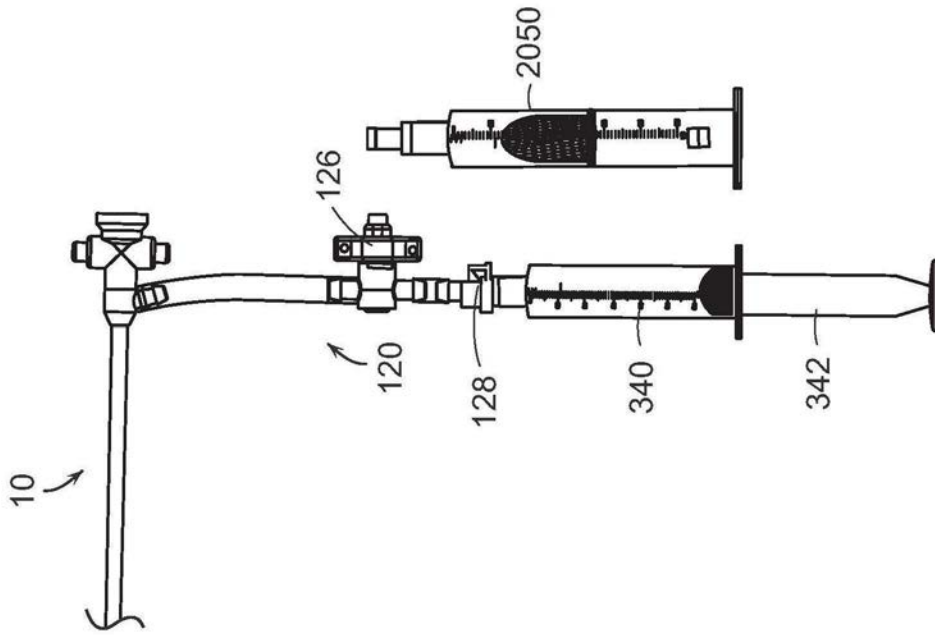


图20D

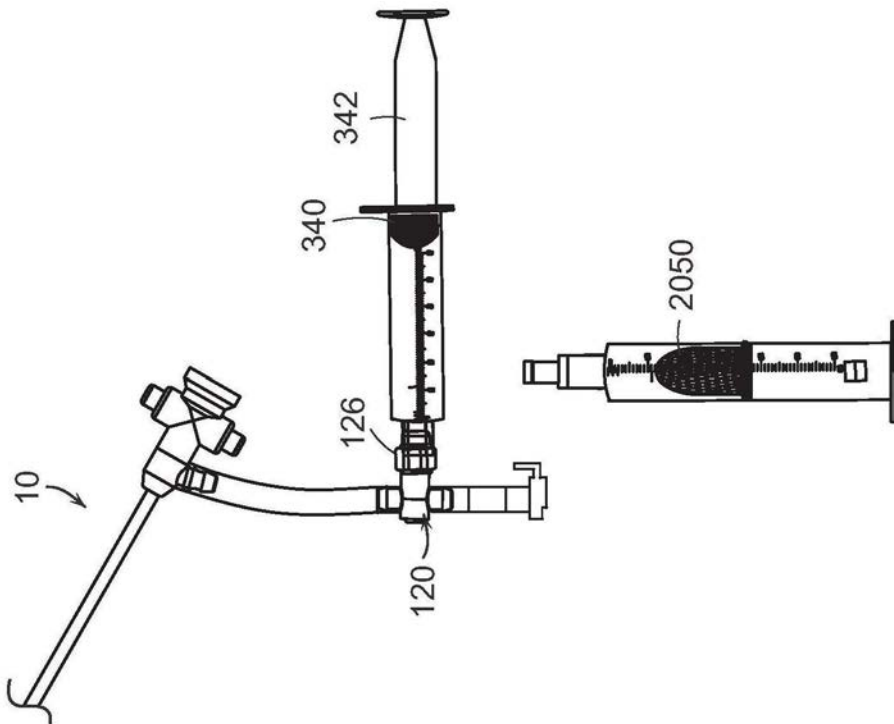


图20E

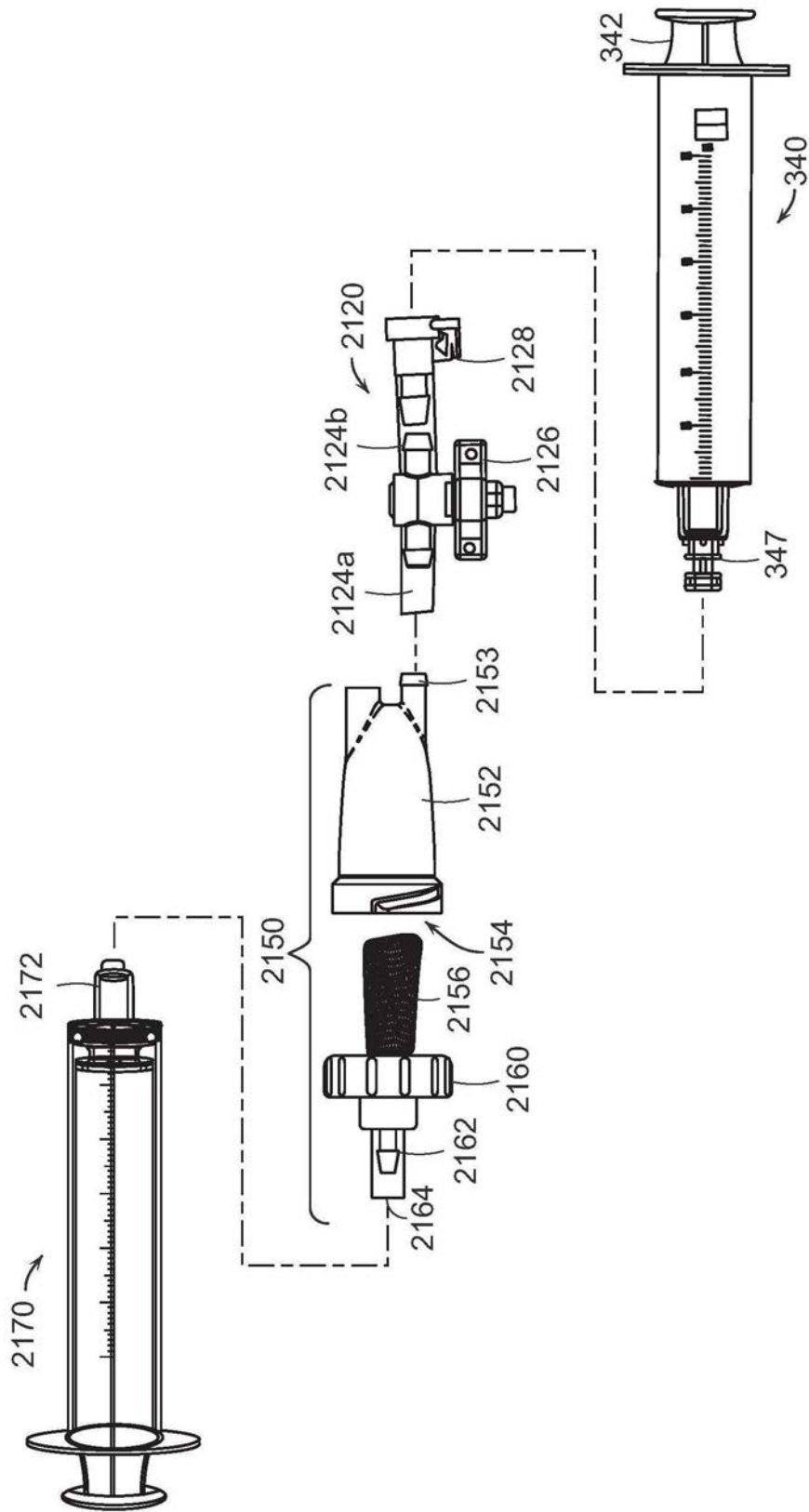


图21A

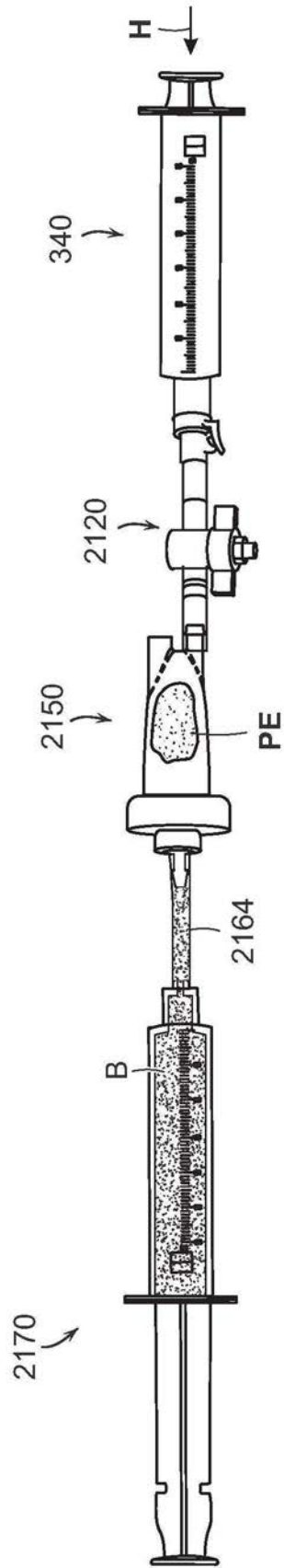


图21B

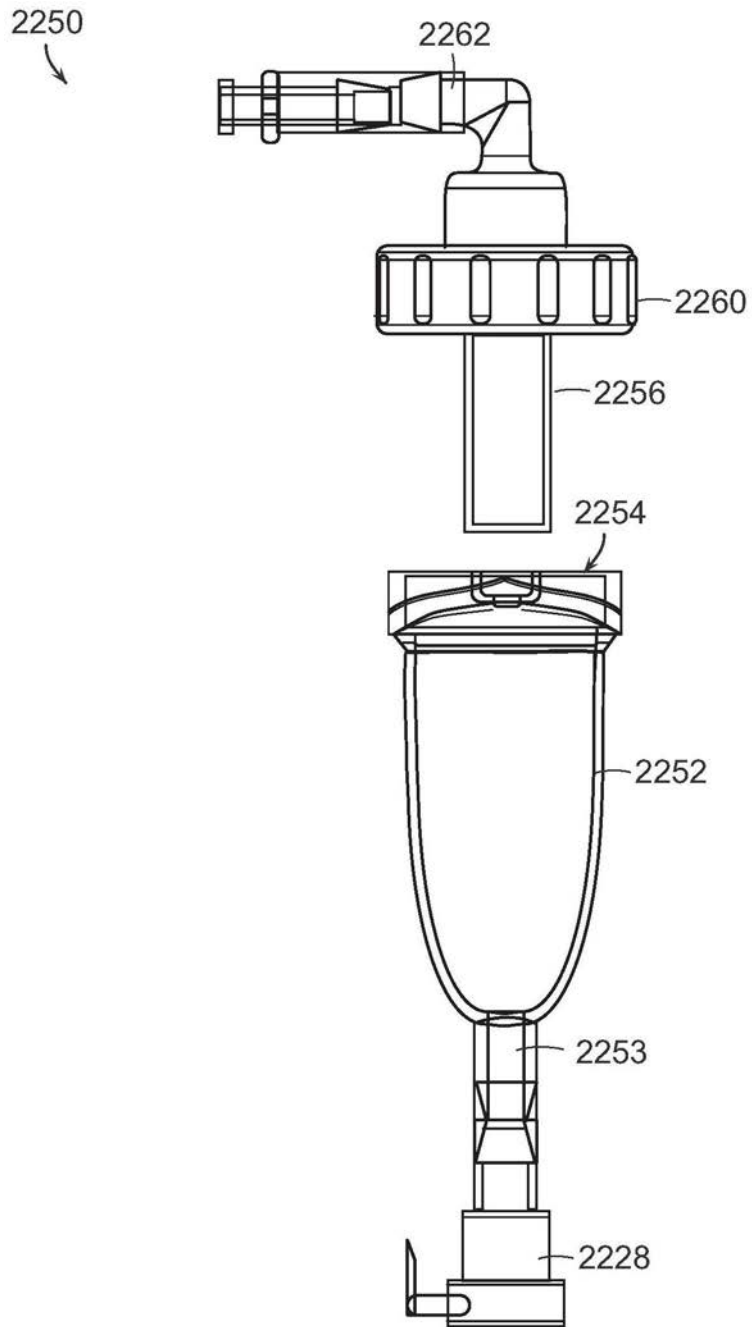


图22

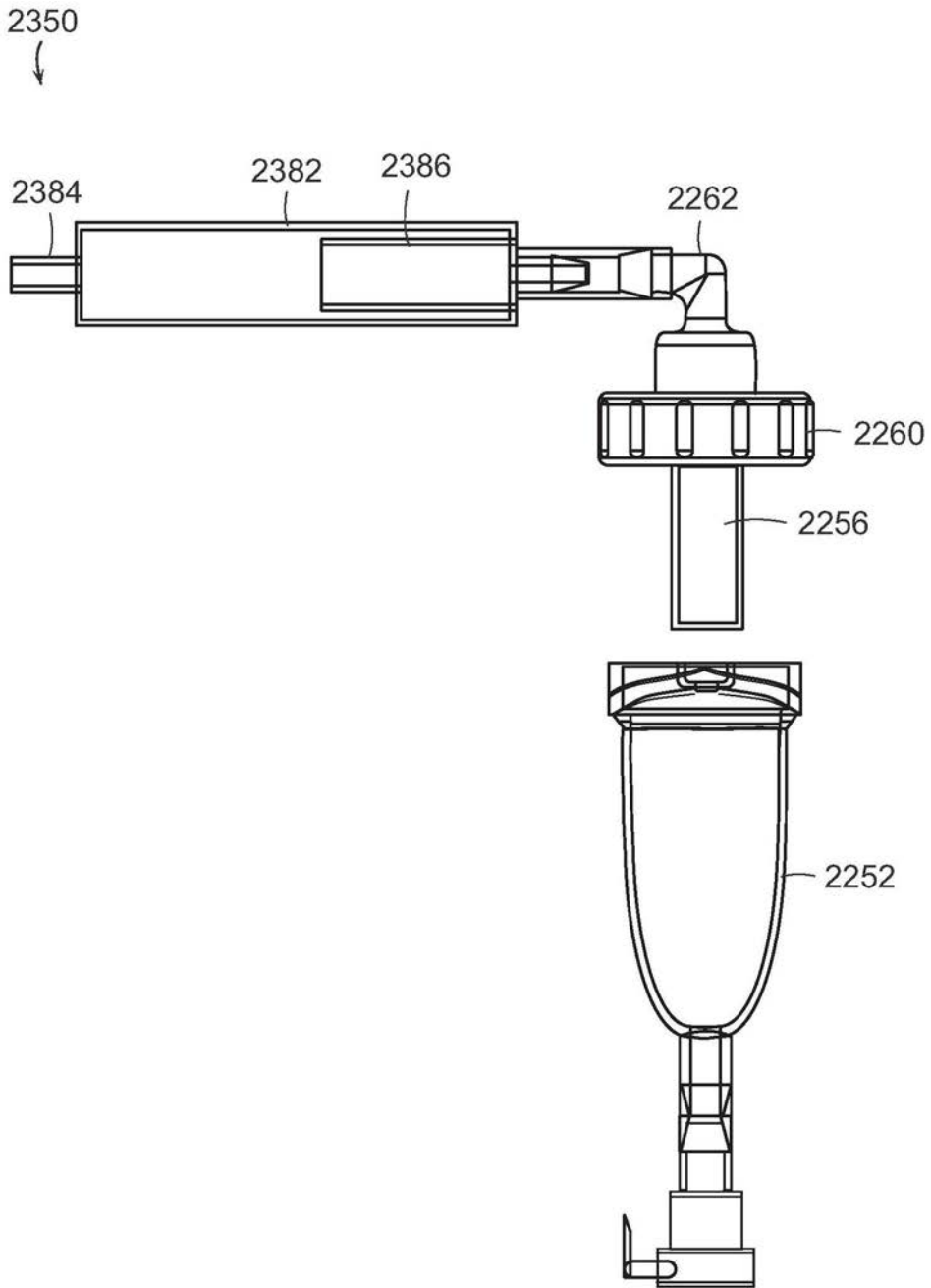


图23

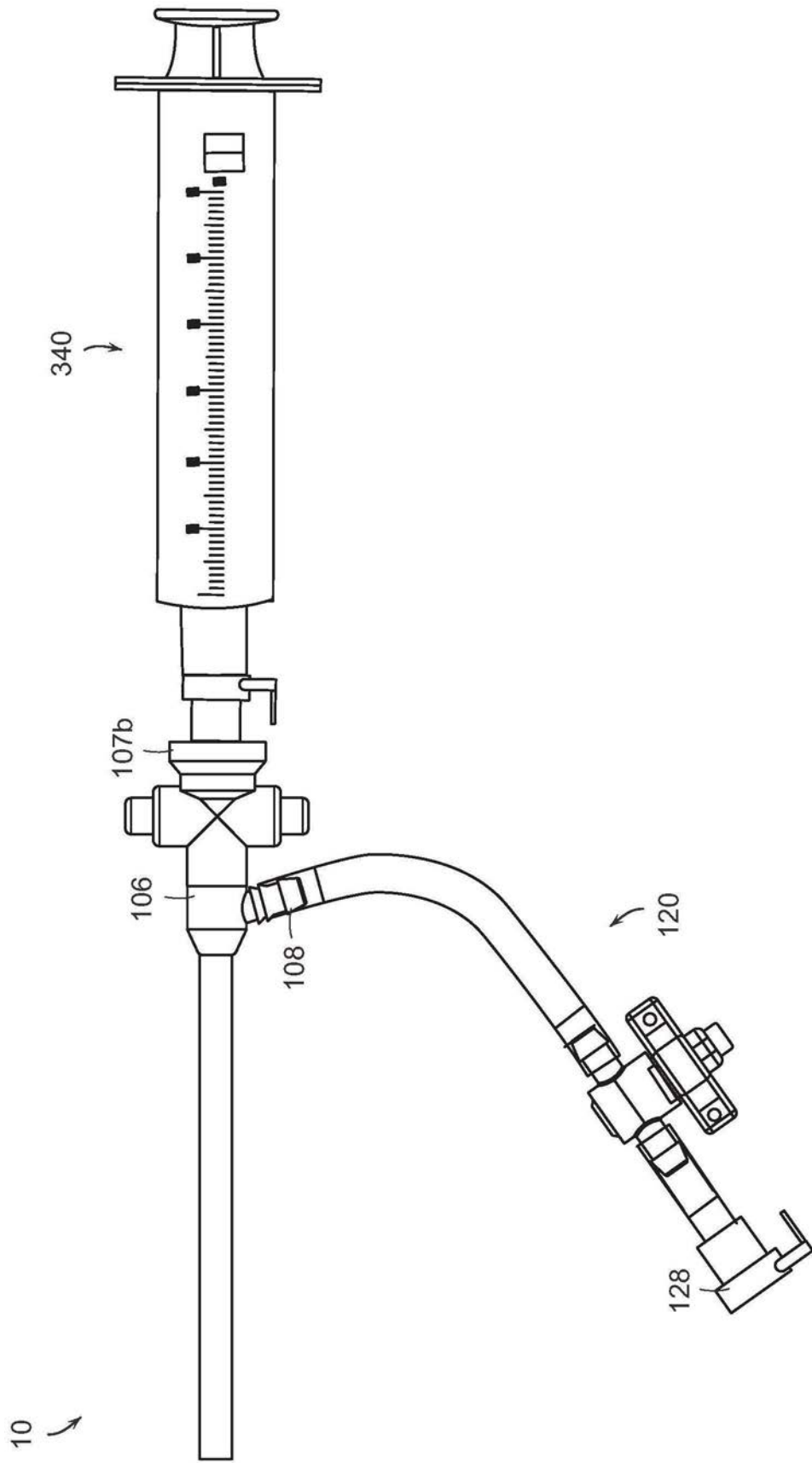


图24

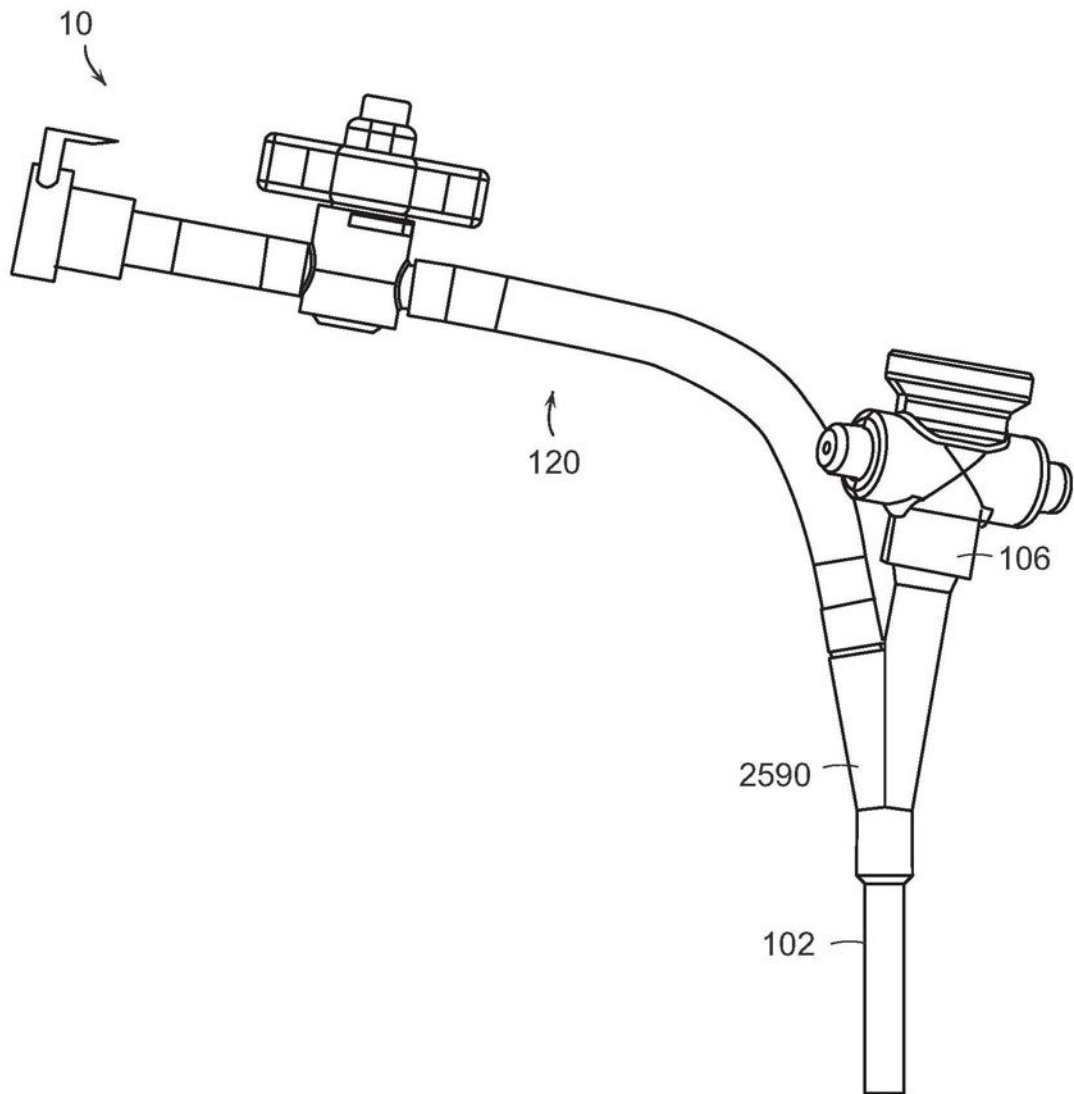


图25