



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113796927 B

(45) 授权公告日 2025. 03. 04

(21) 申请号 202111061740.2

理查德·奎克

(22) 申请日 2016.10.24

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

(65) 同一申请的已公布的文献号

专利代理师 邱军

申请公布号 CN 113796927 A

(43) 申请公布日 2021.12.17

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/221 (2006.01)

62/245,935 2015.10.23 US

A61B 17/3207 (2006.01)

15/268,296 2016.09.16 US

A61B 17/34 (2006.01)

15/268,406 2016.09.16 US

(62) 分案原申请数据

(56) 对比文件

201680076244.5 2016.10.24

US 2014188127 A1, 2014.07.03

(73) 专利权人 伊纳里医疗公司

US 2005187570 A1, 2005.08.25

地址 美国加利福尼亚州

WO 2015006782 A1, 2015.01.15

(72) 发明人 P·马尔尚 J·C·瑟瑞斯

CN 102316809 A, 2012.01.11

J·F·卢瓦 布莱恩·J·考克斯

审查员 苏浩然

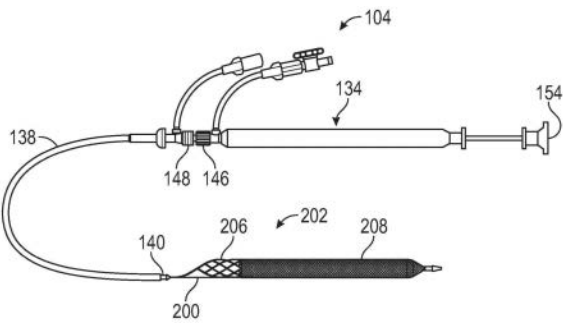
权利要求书4页 说明书27页 附图33页

(54) 发明名称

脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法

(57) 摘要

本文中公开了从患者体内的血管移除血栓的系统和方法。该方法可包括：提供血栓提取装置，该血栓提取装置包括近侧自扩展构件、远侧大致圆柱形部分和内轴构件，近侧自扩展构件由整体有孔结构形成，远侧大致圆柱形部分由网络状丝网结构形成，内轴构件连接至网络状丝网结构的远端；使约束血栓提取装置的导管前进通过脉管血栓，展开血栓提取装置；缩回血栓提取装置，以从血管壁分离血栓的一部分，并将血栓的该部分捕获在网络状丝网结构中；以及从体内撤回血栓提取装置，以从患者体内移除血栓。



1. 一种引入护套组件,所述引入护套组件包括:

细长护套,所述细长护套具有近端部分和远端部分,其中所述细长护套限定在所述近端部分与所述远端部分之间延伸的插入内腔;

可扩展漏斗,所述可扩展漏斗联接至所述细长护套的所述远端部分并构造成从约束构造扩展成扩展构造;以及

细长填塞器,所述填塞器构造成定位在所述插入内腔内,其中所述填塞器包括构造成将所述可扩展漏斗保留在所述约束构造中的捕获特征部,其中所述填塞器是可通过所述插入内腔向远侧前进的和/或所述细长护套是可相对于所述填塞器向近侧缩回的,以使所述捕获特征部从所述可扩展漏斗上方移动,以允许所述可扩展漏斗自扩展至扩展构造,并且其中所述捕获特征部包括构造成当所述捕获特征部在所述可扩展漏斗上方延伸以将所述可扩展漏斗保留在所述约束构造中时与所述细长护套的所述远端部分密封地接合的连接配件。

2. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述填塞器包括细长轴和联接至所述细长轴的远端部分的捕获外壳,其中所述细长轴和所述捕获外壳在其间限定内腔,并且其中所述内腔包括所述捕获特征部且将形状和尺寸设定成将所述可扩展漏斗保留在所述约束构造中。

3. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,还包括在所述细长护套的近端部分处流体地联接至所述插入内腔的密封毂。

4. 如权利要求3所述的引入护套组件,其特征在于,所述密封毂包括抽出物端口。

5. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,当所述可扩展漏斗处于所述约束构造中时,所述可扩展漏斗的直径等于或小于所述细长护套的直径。

6. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述填塞器包括定位其远端部分处的防创伤末端。

7. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述可扩展漏斗对于血液是可渗透的。

8. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述可扩展漏斗在所述扩展构造中具有锥形形状。

9. 如权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述可扩展漏斗由城垛状镍钛诺编织物、镍钛诺编织支架、激光切割镍钛诺、激光切割聚合物管、注模聚合物结构或可充胀囊体中的至少一个构成。

10. 一种用于从患者血管移除脉管血栓的血栓切除系统,所述血栓切除系统包括:

血栓提取装置,所述血栓提取装置包括—

近侧自扩展取芯元件;

由网状结构形成的远侧可扩展元件,所述远侧可扩展元件具有近端部分,所述近端部分附连至所述取芯元件的远端部分;

导管,所述导管限定构造成约束所述血栓提取装置的内腔;

中间轴,所述中间轴联接至所述取芯元件的近端部分;

内轴,所述内轴联接至所述可扩展元件的远端部分且能相对于所述中间轴滑动地位移,以控制所述可扩展元件的扩展;以及

引入护套组件,所述引入护套组件包括—

细长护套,所述细长护套限定插入内腔;

可扩展漏斗,所述可扩展漏斗联接至所述细长护套的远端部分;以及

细长填塞器,所述细长填塞器包括构造成将所述可扩展漏斗保留在约束构造中的捕获特征部,其中所述填塞器是可通过所述插入内腔向远侧前进的和/或所述细长护套是可相对于所述填塞器向近侧缩回的,以使所述捕获特征部从所述可扩展漏斗上方移动,以允许所述可扩展漏斗自扩展至扩展构造,并且其中所述捕获特征部包括构造成当所述捕获特征部在所述可扩展漏斗上方延伸以将所述可扩展漏斗保留在所述约束构造中时与所述细长护套的所述远端部分密封地接合的连接配件。

11. 如权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述取芯元件由整体有孔结构形成并构造成从所述血管取芯且分离脉管血栓的一部分,并且其中所述可扩展元件构造成捕获脉管血栓部分。

12. 如权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述取芯元件包括支架。

13. 根据权利要求12所述的血栓切除系统,其特征在于,所述支架包括环特征部,所述环特征部能滑动地联接至所述内轴,其中所述内轴包括止挡特征部,所述止挡特征部固定至所述内轴,并且其中,当所述可扩展元件和所述支架处于完全扩展状态时,所述止挡特征部构造成与所述环特征部接合。

14. 根据权利要求13所述的血栓切除系统,其特征在于,还包括锁定机构,所述锁定机构构造成当所述可扩展元件和所述支架处于完全扩展状态时相对于所述中间轴固定所述内轴。

15. 根据权利要求14所述的血栓切除系统,其特征在于,所述锁定机构构造成当所述支架被压缩时保持血管壁上的期望的径向力。

16. 根据权利要求14所述的血栓切除系统,其特征在于,所述锁定机构通过弹簧相对于所述中间轴运动地固定所述内轴。

17. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述取芯元件的所述近端部分经由以取芯角度相对于所述血栓提取装置的纵向轴线延伸的多个支柱联接至所述中间轴。

18. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述填塞器包括细长轴,所述细长轴具有远端部分,其中所述细长护套捕获特征部接近所述填塞器的所述细长轴的远端部分定位,并且其中所述填塞器构造成被接纳在所述细长护套的所述插入内腔内。

19. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述引入护套组件还包括在所述细长护套的近端部分处流体地联接至所述插入内腔的密封毂。

20. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述填塞器包括细长轴和联接至所述细长轴的远端部分的捕获外壳,其中所述细长轴和所述捕获外壳在其间限定内腔,并且其中所述内腔包括所述捕获特征部且将形状和尺寸设定成将所述可扩展漏斗保留在所述约束构造中。

21. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,还包括在所述细长护套的近端部分处流体地联接至所述插入内腔的密封毂。

22. 根据权利要求21所述的血栓切除系统,其特征在于,所述密封毂包括抽出物端口。

23. 根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,当所述可扩展漏斗处于所述约

束构造中时,所述可扩展漏斗的直径等于或小于所述细长护套的直径。

24.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述填塞器包括定位其远端部分处的防创伤末端。

25.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述可扩展漏斗对于血液是可渗透的。

26.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述可扩展漏斗在所述扩展构造中具有锥形形状。

27.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述可扩展漏斗由城垛状镍钛诺编织物、镍钛诺编织支架、激光切割镍钛诺、激光切割聚合物管、注模聚合物结构或可充气囊体中的至少一个构成。

28.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述可扩展漏斗的长度至少等于所述取芯元件的长度。

29.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述插入内腔的尺寸设定为能滑动地接纳所述导管。

30.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,
所述可扩展漏斗包括联接至所述细长护套的所述远端部分的近端部分和限定开口的远端部分;和

在所述扩展构造中,所述可扩展漏斗具有锥形形状,其直径从所述近端部分向所述远端部分增大。

31.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,所述可扩展漏斗包括联接至所述细长护套的所述远端部分的近端部分和限定开口的远端部分,并且其中所述开口面向远侧。

32.根据权利要求10所述的血栓切除系统,其特征在于,
所述填塞器包括细长轴和在所述填塞器的远端部分联接至所述细长轴的捕获护套;
所述捕获护套包括从所述捕获护套的远端部分延伸到所述捕获护套的近端部分的捕获外壳;

所述捕获外壳的内直径大于延伸通过所述捕获外壳的所述细长轴的一部分的直径,从而在所述捕获外壳和延伸通过所述捕获外壳的所述细长轴的一部分之间限定接纳空间;

所述接纳空间构造成将所述可扩展漏斗保持在所述约束构造中;和

所述可扩展漏斗构造成当所述填塞器向远侧前进以将所述可扩展漏斗从所述接纳空间释放时,从所述约束构造自扩展至所述扩展构造。

33.根据权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,
所述可扩展漏斗包括联接至所述细长护套的所述远端部分的近端部分和限定开口的远端部分;和

在所述扩展构造中,所述可扩展漏斗具有锥形形状,其直径从所述近端部分向所述远端部分增大。

34.根据权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,所述可扩展漏斗包括联接至所述细长护套的所述远端部分的近端部分和限定开口的远端部分,并且其中所述开口面向远侧。

35. 根据权利要求1所述的引入护套组件,其特征在于,
所述填塞器包括细长轴和在所述填塞器的远端部分联接至所述细长轴的捕获护套;
所述捕获护套包括从所述捕获护套的远端部分延伸到所述捕获护套的近端部分的捕获外壳;
所述捕获外壳的内直径大于延伸通过所述捕获外壳的所述细长轴的一部分的直径,从而在所述捕获外壳和延伸通过所述捕获外壳的所述细长轴的一部分之间限定接纳空间;
所述接纳空间构造成将所述可扩展漏斗保持在所述约束构造中;和
所述可扩展漏斗构造成当所述填塞器向远侧前进以将所述可扩展漏斗从所述接纳空间释放时,从所述约束构造自扩展至所述扩展构造。

脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法

[0001] 本发明专利申请是国际申请号为PCT/US2016/058536,国际申请日为2016年10月24日,进入中国国家阶段的申请号为201680076244.5,名称“脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2015年10月23日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国临时申请第62/245,935号的权益;本申请要求2016年9月16日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国申请第15/268,296号的权益,该申请要求2015年10月23日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国临时申请第62/245,935号的权益;且本申请要求2016年9月16日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国申请第15/268,406号的权益,该申请是2016年9月16日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国申请第15/268,296号的继续申请,该申请要求2015年10月23日提交的名称为“INTRAVASCULAR TREATMENT OF VASCULAR OCCLUSION AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS AND METHODS (脉管闭塞的脉管内治疗以及相关的装置、系统和方法)”的美国临时申请第62/245,935号的权益;每篇文献通过参考全部纳入本文。

背景技术

[0004] 血栓是用于发生在血管内部的血块的术语,静脉血栓是形成在静脉内的血块(血栓)。常见类型的静脉血栓是深静脉血栓(DVT)。DVT是深静脉内、主要是在腿中的血块(血栓)形成。非特异性标志可包括疼痛、肿胀、发红、发热和充血浅静脉。

[0005] 如果血栓断开(成为栓塞)并流向肺,则且其可能变成威胁生命的肺栓塞(PE)、即肺中的血块。除了可能由PE引起的丧失生命,DVT可导致显著的健康问题,比如血栓形成后综合征,从而可由于瓣膜和血管损坏而引起慢性肿胀、压力、疼痛和溃疡。此外,DVT可直接或间接地通过相关并发症治疗和患者无法工作导致显著的卫生保健成本。

[0006] 三个过程被认为导致静脉血栓。这些过程是减小的血液流速(静脉停滞)、增加的凝血倾向(高凝状态)和对血管壁的改变。DVT的形成通常开始于小腿静脉的瓣膜内部,此处,血液相对缺氧,从而激活特定生化路径。若干医疗条件增加DVT的风险,包括糖尿病、癌症、创伤和抗磷脂综合征。其他风险因素包括较大年纪、手术、不动(如卧床休息、矫形模、在长途飞行时就座)、联合口服避孕药、妊娠、产后期和遗传因素。从儿童到老年,DVT的发病率急剧增加,成年人中,每年1000人中有大约1人发展成DVT。

[0007] 虽然存在预防和/或治疗DVT的现有设备和方法,但还有许多尚未解决的缺陷,比如DVT复发的高发病率、未设计成去除大血块体积的设备的使用、和/或涉及多个治疗装置和/或药物的复杂治疗。由此,期望治疗血栓、尤其是DVT的新的装置、系统和方法。

发明内容

[0008] 本申请的各方面涉及用于血栓提取、特别是用于从外周脉管系统提取血栓的系统和方法。本发明的血栓提取装置设计成移除大凝块体积,包括成熟且有组织的凝块,其中,对诸如溶解血栓剂之类的药物的需求减小。这减小了出血风险、治疗后恢复时间、且减小了卫生保健程序成本。血栓提取装置可包括连接至编织网的自扩展取芯部分,从而从例如在静脉系统或动脉系统中的大血管有效地取芯并分离大体积血栓,同时在编织网中捕获分离的血栓。

[0009] 在一些实施例中,可通过使用血栓切除系统来提取血栓,血栓切除系统包括引入护套和血栓提取导管,引入护套具有自扩展漏斗,血栓提取导管包括血栓提取装置。血栓提取装置可包括自扩展取芯部分和自扩展圆柱形部分,自扩展取芯部分可为支架部分,自扩展圆柱形部分可为编织丝网状件。自扩展圆柱形部分可形成于自扩展取芯部分的远端上,从而形成整体的血栓提取装置。在一些实施例中,取芯元件可具有锋利切割边缘,以进一步增强其将血栓从血管壁脱离的能力。

[0010] 本申请的一方面涉及一种治疗患者的外周脉管系统中的深静脉血栓的方法。该方法包括提供血栓提取装置,血栓提取装置包括近侧自扩展取芯部分和远侧可扩展圆柱形部分,近侧自扩展取芯部分可为支架且由整体有孔结构形成,远侧可扩展圆柱形部分可为管状且由编织丝网状结构形成。在一些实施例中,网状结构与有孔结构一体地形成,使得网状结构的近端附连至有孔结构的远端。该方法包括使约束血栓提取装置的导管前进通过静脉血管中的脉管血栓。在一些实施例中,中间轴可滑动地延伸通过导管,且其远端联接至有孔结构的近端。在一些实施例中,内轴可滑动地延伸通过中间轴,且其远端联接至网状结构的远端。该方法包括从导管将血栓提取装置从约束构造展开至扩展构造。在一些实施例中,在完全扩展时,血栓提取装置向远侧经过脉管血栓的一部分至少接合静脉血管壁。该方法包括向近侧缩回血栓提取装置,使得取芯部分从静脉血管壁取芯并分离脉管血栓的一部分,同时网状结构捕获脉管血栓部分。该方法包括从患者体内撤回血栓提取装置,以从静脉血管移除脉管血栓部分。

[0011] 在一些实施例中,使导管前进包括将导管插入静脉血管中,直至导管的不透辐射的远侧末端向远侧经过脉管血栓部分为止。在一些实施例中,从导管将血栓提取装置从约束构造展开至扩展构造包括使中间轴向远侧前进,直至血栓提取装置的取芯部分超过导管的远端为止。

[0012] 在一些实施例中,展开血栓提取装置还包括:相对于导管锁定中间轴;相对于导管和中间轴缩回内轴,直至固定在内轴上的止挡特征部接合可滑动地连接至内轴的支架部分上用于血栓提取装置的完全扩展的对应特征部为止,该支架部分保持静脉血管壁上的充足的径向力,以在完全扩展时取芯并分离脉管血栓部分;以及相对于中间轴动态地联接内轴。在一些实施例中,当血栓提取装置处于完全扩展中时,取芯部分的取芯角度在30度至45度之间。在一些实施例中,展开血栓提取装置还包括通过位于导管上的第一不透辐射标记和

位于中间轴、内轴、支架部分或网状结构中的至少一个上的第二不透辐射标记的成像来确定血栓提取装置相对于导管的位置。

[0013] 在一些实施例中,通过至少经由位于自扩展支架部分的近端处的开口或孔进入可扩展管状部分和/或圆柱形部分,脉管血栓部分被捕获在网状结构中。在一些实施例中,该方法包括将导管通过进入部位插入静脉血管中,该进入部位是腘进入部位、股进入部位或颈内进入部位。在一些实施例中,血管的直径为至少5毫米且为股静脉、髂静脉、腘静脉、胫后静脉、胫前静脉或腓静脉中的至少一个。

[0014] 在一些实施例中,该方法还包括:借助引入护套通过进入部位进入患者的静脉血管而经皮进入患者的静脉血管;使引入护套的远端前进至脉管血栓近侧的位置;展开引入护套的远端上的自扩展漏斗;以及通过引入护套的内腔插入导管,使得导管的远侧末端向远侧经过脉管血栓部分。在一些实施例中,展开自扩展漏斗包括:使其远端上具有捕获护套特征的填塞器前进,以使自扩展漏斗从捕获护套特征内的约束构造露出至没有捕获护套特征的展开构造;以及通过缩回填塞器通过或外部于展开的自扩展漏斗并通过或外部于引入护套的内腔而将填塞器从引入护套移除。在一些实施例中,从患者体内撤回血栓提取装置包括:相对于引入护套缩回血栓提取装置,直至自扩展支架部分的开口在自扩展漏斗内为止;使支架部分和网状结构塌缩,从而压缩其中的脉管血栓部分;将支架部分和网状结构缩回引入护套中;以及从引入护套移除血栓提取装置。

[0015] 在一些实施例中,该方法还包括通过位于可扩展管状部分和/或圆柱形部分的远侧部分处的孔挤出至少一些脉管血栓部分,并将至少一些脉管血栓部分的一部分捕获在自扩展漏斗中或进一步压缩脉管血栓部分中的至少一件通过自扩展漏斗的网状件。在一些实施例中,该方法还包括从静脉血管并通过连接至引入护套的近端的抽出端口抽出自扩展漏斗内剩余的脉管血栓部分的至少一件。

[0016] 在一些实施例中,该方法还包括在使支架部分和网状结构塌缩之前通过荧光透视来验证自扩展支架部分的开口在自扩展漏斗内。在一些实施例中,使支架部分和网状结构塌缩包括:使内轴和中间轴断开;以及使内轴相对于中间轴向远侧前进。在一些实施例中,该方法包括在血栓提取之前、期间或之后从静脉血管抽出溶解血栓剂或将溶解血栓剂注入静脉血管中。

[0017] 本申请的一方面涉及一种治疗患者的外周脉管系统中的深静脉血栓的方法。该方法包括:借助引入护套通过腘进入部位进入患者的静脉血管而经皮进入患者的静脉血管;以及插入约束血栓提取装置的导管通过引入护套的内腔,使得导管的远侧末端在静脉血管中向远侧经过脉管血栓的一部分,该血栓提取装置包括近侧自扩展支架部分和远侧可扩展管状部分和/或圆柱形部分,近侧自扩展支架部分由整体有孔结构形成,远侧可扩展管状部分和/或圆柱形部分由编织丝网状结构形成。在一些实施例中,网状结构的近端附连至有孔结构的远端。该方法包括通过使中间轴向远侧前进直至血栓提取装置的支架部分超过导管的远端为止而从导管将血栓提取装置从约束构造展开至扩展构造,该中间轴可滑动地延伸通过导管,且其远端联接至有孔结构的近端。该方法包括向近侧缩回血栓提取装置,使得支架部分从静脉血管壁取芯并分离脉管血栓的一部分,同时网状结构捕获脉管血栓部分。该方法包括从患者体内撤回血栓提取装置。

[0018] 在一些实施例中,展开血栓提取装置还包括相对于导管和中间轴缩回内轴,直至

内轴上的止挡特征部接合支架部分上的对应特征部为止,用于血栓提取装置的完全扩展。在一些实施例中,支架部分保持静脉壁上足够的径向力,以在完全扩展时取芯并分离脉管血栓部分,在一些实施例中,内轴可滑动地延伸通过中间轴且其远端联接至网状结构的远端。在一些实施例中,该方法包括在脉管血栓近侧在引入护套的远端上展开自扩展漏斗。在一些实施例中,展开自扩展漏斗包括:使其远端上具有捕获护套特征的填塞器前进,以使自扩展漏斗从捕获护套特征内的约束构造露出至没有捕获护套特征的展开构造;以及通过缩回填塞器通过或外部于展开的自扩展漏斗并通过或外部于引入护套的内腔而将填塞器从引入护套移除。

[0019] 本申请的一方面涉及一种从患者体内的血管移除血栓的方法,该血管可为动脉或静脉。该方法包括:提供血栓提取装置,该血栓提取装置包括近侧自扩展构件、远侧大致圆柱形部分和内轴构件,近侧自扩展构件由整体有孔结构形成,远侧大致圆柱形部分由网络状丝网状结构形成且附连至整体有孔结构,内轴构件连接至网络状丝网状结构的远端;使约束血栓提取装置的导管前进通过脉管血栓,且通过使血栓提取装置前进超过导管的远端或使导管相对于血栓提取装置缩回来展开血栓提取装置,因而使血栓提取装置向远侧经过血栓的一部分暴露,且允许血栓提取装置扩展以接合血管壁。该方法包括:缩回血栓提取装置,以从血管壁分离血栓的一部分,并将血栓的该部分捕获在网络状丝网状结构中;以及从体内撤回血栓提取装置,以从患者体内移除血栓。

[0020] 在一些实施例中,使导管前进包括将导管插入血管中,直至导管的不透辐射的远侧末端向远侧经过血栓部分为止。在一些实施例中,网络状丝网状结构与有孔结构一体地形成,使得网络状丝网状结构的近端附连至有孔结构的远端。在一些实施例中,血栓提取装置的自扩展构件包括支架部分,从而缩回血栓提取装置还包括借助支架部分从血管壁取芯血栓部分。在一些实施例中,借助网络状丝网状结构通过经由位于支架部分的近端处的至少一个孔或开口进入网络状丝网状结构来捕获血栓部分。

[0021] 在一些实施例中,通过使中间轴向远侧前进通过导管,血栓提取装置前进超过导管的远端,该中间轴可滑动地延伸通过导管,且中间轴的远端联接至有孔结构的近端。在一些实施例中,该方法包括:相对于导管和中间轴缩回内轴构件,直至固定在内轴构件上的止挡特征部接合有孔结构上的对应特征部为止,以及相对于中间轴锁定内轴构件,用于血栓提取装置的完全扩展。在一些实施例中,内轴构件可相对于中间轴被动态地锁定。

[0022] 在一些实施例中,该方法包括:在从体内撤回血栓提取装置之前,使血栓提取装置塌缩,从而压缩其中的血栓部分。在一些实施例中,塌缩包括解锁内轴构件和中间轴,以及使内轴构件相对于中间轴向远侧前进。

[0023] 在一些实施例中,该方法包括:通过荧光透视监测血栓提取装置的展开,以及基于位于导管上的第一不透辐射标记相对于位于血栓提取装置上的第二不透辐射标记的位置,停止使血栓提取装置前进超过导管的远端或相对于血栓提取装置缩回导管。在一些实施例中,血栓位于患者的外周脉管系统中,且血管的直径为至少5毫米且包括股静脉、髂静脉、腘静脉、胫后静脉、胫前静脉或腓静脉中的至少一个。

[0024] 在一些实施例中,该方法包括:借助引入护套通过腘进入部位而经皮进入血管,血管可为患者的静脉血管,以及插入导管通过引入护套的内腔并进入患者的静脉血管中。在一些实施例中,该方法包括:借助引入护套通过股进入部位而经皮进入患者的静脉血管,并

将导管插入通过引入护套的内腔,并进入患者的静脉血管中,该血栓提取装置在膈护套内延伸,且血栓提取装置沿血流方向缩回。在一些实施例中,该方法包括:借助引入护套通过颈内进入部位而经皮进入患者的静脉血管,并将导管插入通过引入护套的内腔,并进入患者的静脉血管中,该血栓提取装置在从患者体内延伸的膈护套内延伸,且血栓提取装置沿血流方向缩回。在一些实施例中,该方法包括:在血栓提取之前、期间或之后从血管抽出溶解血栓剂或将溶解血栓剂注入血管中。

[0025] 本申请的一方面涉及用于从患者血管移除脉管血栓的血栓提取装置。该血栓提取装置包括:导管、外轴、中间轴和内轴,导管具有近端和远端,外轴限定第一内腔,中间轴限定第二内腔,该中间轴与第一内腔同轴,内轴与第二内腔同轴;近侧自扩展取芯元件,该近侧自扩展取芯元件由整体有孔结构形成,整体有孔结构具有近端和远端,且构造成从血管取芯并分离脉管血栓的一部分,有孔结构的近端联接至中间轴的远端;以及远侧可扩展圆柱形部分,该远侧可扩展圆柱形部分由编织丝网状结构形成,编织丝网状结构具有近端和远端,且构造成捕获脉管血栓部分,网状结构的近端附连至有孔结构的远端,且网状结构的远端联接至内轴的远端。在一些实施例中,网状结构和有孔结构的完全扩展基于导管的中间轴相对于内轴的位置而改变。

[0026] 在一些实施例中,取芯元件包括支架。在一些实施例中,支架包括环特征部,该环特征部可滑动地联接至内轴和/或支架的一个或若干个支柱,且内轴包括止挡特征部,该止挡特征部固定至内轴,当网状结构和支架处于完全扩展时,该止挡特征部构造成与环特征部接合。

[0027] 在一些实施例中,该装置包括:锁定机构,当网状结构和支架处于完全扩展时,该锁定机构可相对于中间轴固定内轴。在一些实施例中,当支架被压缩时,锁定机构可保持血管壁上的期望的径向力。在一些实施例中,锁定机构通过弹簧相对于中间轴可运动地固定内轴。

[0028] 在一些实施例中,网状结构的近端与有孔结构的远端一体形成,以产生整体结构。在一些实施例中,取芯元件和网状结构可接纳在外轴内。在一些实施例中,当被接纳在外轴内时,取芯元件和网状结构处于约束构造中,当没有约束外轴时,取芯元件和网状结构处于扩展构造中。

[0029] 在一些实施例中,网状结构包括在网状结构的近端与远端之间纵向隔开的多个径向肋或沟槽。在一些实施例中,网状结构具有近侧部分处的第一孔尺寸和远侧部分处的第二孔尺寸,该第一孔尺寸不同于第二孔尺寸。在一些实施例中,第二孔尺寸大于第一孔尺寸。

[0030] 在一些实施例中,有孔结构的近端经由以取芯角度相对于血栓提取装置的纵向轴线延伸的多个支柱联接至中间轴的远端。在一些实施例中,取芯角度的范围在30度至45度之间。在一些实施例中,例如在塌缩状态中,取芯元件的长度范围在25毫米至100毫米之间,网状结构的长度范围在100毫米至500毫米之间。在一些实施例中,在完全扩展时,取芯元件的直径范围在8毫米至25毫米之间,在完全扩展时,网状结构的直径范围在8毫米至25毫米之间。

[0031] 在一些实施例中,有孔结构包括多个相互连接的支柱。在一些实施例中,有孔结构的近端比有孔结构的远端具有更少的支柱,从而便于当血管扭曲时维持取芯定向并便于取

芯元件的塌缩。在一些实施例中,有孔结构包括多个相互连接的支柱,多个相互连接的支柱在有孔结构的近端处限定开口。在一些实施例中,多个相互连接的支柱中限定开口的至少一些包括锋利近侧边缘。

[0032] 在一些实施例中,该装置包括:位于外轴上的第一不透辐射标记和位于内轴的远端上的第二不透辐射标记。在一些实施例中,该装置包括:可固定外轴相对于中间轴的相对位置的锁定机构。在一些实施例中,该装置包括:手柄,该手柄包括柱塞,该柱塞可控制内轴相对于中间轴的相对位置,并选择性地固定内轴相对于中间轴的相对位置。

[0033] 本申请的一方面涉及用于进入患者血管内并在患者血管内移除血栓的引入护套。该引入护套包括:细长护套,所述细长护套包括近端、远端以及在其间延伸的内腔;固附至细长护套的远端的自扩展漏斗;以及填塞器,该填塞器包括细长轴,细长轴具有接近填塞器远端定位的捕获护套,该捕获护套可将自扩展漏斗保留在约束构造中,且填塞器构造成被接纳在细长护套的内腔内。

[0034] 在一些实施例中,引入护套包括位于细长护套的近端处的密封毂。在一些实施例中,密封毂包括抽出物端口。在一些实施例中,当自扩展漏斗处于约束构造中时,自扩展漏斗的直径小于等于细长护套的直径。在一些实施例中,填塞器包括定位在填塞器的远端处的防创伤末端,该防创伤末端是不透辐射的。在一些实施例中,填塞器包括构造成与细长护套的远端密封地连接的连接配件。在一些实施例中,自扩展漏斗对于血液是可渗透的。在一些实施例中,自扩展漏斗包括由城垛状镍钛诺编织物、镍钛诺编织支架、激光切割镍钛诺、激光切割聚合物管、注模聚合物结构或可充胀囊体中的至少一个构成的锥形。

[0035] 本申请的一方面涉及用于进入患者静脉血管并从患者静脉血管内移除血栓的方法。该方法包括:提供引入护套,引入护套包括限定内腔的细长护套、固附至细长护套远端的自扩展漏斗、以及延伸通过内腔且将自扩展漏斗以约束构造保留在填塞器的捕获护套内的细长填塞器;用引入护套通过进入部位经皮进入患者的静脉血管中,该进入部位包括腘进入部位、股进入部位或颈内进入部位;使引入护套的远端前进至血栓近侧的位置;将自扩展漏斗从捕获护套内的约束构造展开至没有捕获护套的扩展构造;将血栓捕获在自扩展漏斗中;以及通过细长护套的内腔抽出所捕获的材料。

[0036] 在一些实施例中,展开自扩展漏斗包括使填塞器相对于细长护套向远侧前进,以将自扩展漏斗从约束构造露出至扩展构造,并通过向近侧缩回填塞器通过展开的自扩展漏斗并通过细长护套的内腔而将填塞器从引入护套移除。在一些实施例中,展开自扩展漏斗包括使护套在填塞器上向近侧缩回,以将自扩展漏斗从约束构造露出至扩展构造,并通过向近侧缩回填塞器通过或外部于展开的自扩展漏斗并通过或外部于细长护套的内腔而将填塞器从引入护套移除。

[0037] 在一些实施例中,该方法包括:插入约束血栓提取装置的导管通过细长护套的内腔,使得导管的远侧末端向远侧经过脉管血栓部分,从导管展开血栓提取装置,并将血栓提取装置相对于引入护套向近侧缩回,直至血栓提取装置的开口在自扩展漏斗内为止。在一些实施例中,该方法包括:挤出由血栓提取装置所捕获的血栓的一部分通过血栓提取装置。在一些实施例中,由自扩展漏斗捕获的血栓包括由血栓提取装置捕获的血栓的挤出部分。

[0038] 本申请的一方面涉及用于从患者血管移除脉管血栓的血栓切除系统。该血栓切除系统包括血栓提取导管,血栓提取导管包括血栓提取装置。该血栓提取装置包括:由整体有

孔结构形成的近侧自扩展取芯元件；以及由编织丝网状结构形成的远侧可扩展圆柱形部分，具有近端，该近端附连至有孔结构的远端。该血栓切除系统包括：导管、中间轴和内轴，导管包括约束血栓提取装置的内腔，中间轴连接至自扩展取芯元件的近端，内轴连接至可扩展圆柱形部分的远端且可相对于中间轴滑动地位移，以控制可扩展圆柱形部分的扩展。该血栓切除系统包括：引入护套，该引入护套包括：细长护套，该细长护套限定插入内腔；自扩展漏斗，该自扩展漏斗固附至细长护套的远端；以及细长填塞器，该填塞器包括构造成将自扩展漏斗保留在约束构造中的护套捕获特征部。

[0039] 在一些实施例中，填塞器构造成被接纳在细长护套的内腔内，且包括构造成与细长护套的远端密封地连接的连接配件。在一些实施例中，自扩展漏斗的长度至少等于自扩展取芯元件的长度。在一些实施例中，引入护套包括位于引入护套的近端处的自密封孔。

[0040] 在一些实施例中，血栓切除系统包括孔扩张器，孔扩张器的尺寸定为可接纳在自密封孔内，且在密封构造中，孔扩张器的内直径大于自密封孔的直径。在一些实施例中，引入护套包括位于插入护套的近端处的抽出物端口，该抽出物端口经由抽出物阀选择性地流体连接至插入内腔。

[0041] 在一些实施例中，插入内腔的尺寸定为可滑动地接纳血栓提取导管。在一些实施例中，可扩展圆柱形部分形成在自扩展取芯元件上，以形成整体血栓提取装置。

[0042] 本申请的一方面涉及制造整体血栓提取装置的方法，整体血栓提取装置包括具有多个支柱的近侧有孔结构和形成在有孔结构的远端上的远侧网络状丝网状结构。该方法包括：识别由整体有孔结构中的多个支柱中的一些形成的多个成形点；穿引包括第一线材和叠置于第一线材的第二线材的唯一成对线材通过每个成形点；以及由唯一成对线材编织网络状丝网状结构，使得第一线材和第二线材中的一个不围绕第一线材和第二线材穿引通过的成形点形成圈，以及使得第一线材和第二线材中的另一个围绕第一线材和第二线材穿引通过的成形点形成圈。

[0043] 在一些实施例中，网络状丝网状结构由唯一成对线材编织，使得第一线材不围绕第一线材穿引通过的成形点形成圈，且使得第二线材围绕第二线材穿引通过的成形点形成圈。在一些实施例中，每个成形点包括顶点支柱。在一些实施例中，有孔结构包括12个顶点支柱。在一些实施例中，网络状丝网状件包括48个线材。在一些实施例中，网络状丝网状结构由手工编织。在一些实施例中，网络状丝网状结构自动化地编织。

[0044] 本发明可应用的其他领域将从下文提供的具体描述中变得明显。应理解的是，详细描述和具体示例意在表示各种实施例的同时仅用于示意性目的，而不意在必然限制本申请的范围。

附图说明

[0045] 图1是用于从患者的血管移除血栓的血栓切除系统的一个实施例的立体图。

[0046] 图2是血栓提取导管的一个实施例的侧视图，其中，血栓提取装置处于展开构造中。

[0047] 图3是血栓提取导管的一个实施例的侧视图，其中，血栓提取装置处于展开构造中的完全扩展。

[0048] 图4是自扩展取芯元件的一个实施例的侧视图。

- [0049] 图5是自扩展取芯元件的一个实施例的俯视图。
- [0050] 图6是自扩展取芯元件的一个实施例的正视图。
- [0051] 图7是处于完全扩展构造中的血栓提取装置的一个实施例的侧视图。
- [0052] 图8是被捕获在血栓提取装置中的球形血栓的一个实施例的视图。
- [0053] 图9是具有多种孔尺寸的编织丝网状结构的一个实施例的侧视图。
- [0054] 图10是包括多个周向沟槽的血栓提取装置的一个实施例的侧视图。
- [0055] 图11是用于在自扩展取芯元件上形成圆柱形部分和/或编织丝网状结构的编织和/或纺织图案的一个实施例的示意图。
- [0056] 图12是手柄的实施例的剖视图,其中,柱塞处于第一位置中。
- [0057] 图13是手柄的实施例的剖视图,其中,柱塞处于第二位置中。
- [0058] 图14是手柄的一部分的特写剖视图,其中,柱塞处于第二位置中。
- [0059] 图15是具有恒定尺寸细长轴的填塞器的一个实施例的侧视图。
- [0060] 图16是具有可变尺寸细长轴的填塞器的一个实施例的侧视图。
- [0061] 图17是填塞器的捕获护套的一个实施例的细节剖视图。
- [0062] 图18是处于非展开构造中的引入护套的一个实施例的侧视图。
- [0063] 图19是处于部分展开构造中的引入护套的一个实施例的侧视图。
- [0064] 图20是处于展开构造中的引入护套的一个实施例的侧视图。
- [0065] 图21是包括可充胀囊体的引入护套的一个实施例的侧视图。
- [0066] 图22是经由腘进入部位进入血管的一个实施例的示意图。
- [0067] 图23—A至23—H是示出了用于在血管中完全扩展血栓提取装置的过程的一个实施例的视图。
- [0068] 图24—A和24—B是示出了用于在血管中完全扩展血栓提取装置的过程中的替代步骤的视图。
- [0069] 图25—A至25—H是示出了用于通过扩展的血栓提取装置移除血栓的过程的一个实施例的视图。
- [0070] 图26是经由颈内进入部位进入血管的一个实施例的示意图。
- [0071] 图27是通过延伸护套2300经由腘进入部位进入血管的一个实施例的示意图。
- [0072] 图28是通过经由腘进入部位和股进入部位进入血管的一个实施例的示意图。

具体实施方式

[0073] 本申请涉及用于从患者血管移除脉管血栓的血栓切除系统。血栓切除系统可通过血栓的取芯和/或从血管壁分离血栓从血管、特别是从患者的静脉血管移除血栓,血栓的取芯和/或从血管壁分离血栓可发生在血栓切除系统被缩回通过脉管血栓时。被取芯和/或从血管壁分离的血栓可被捕获在血栓切除系统内并从患者体内移除。

[0074] 血栓切除系统可包括血栓提取导管,血栓提取导管包括血栓提取装置(“TED”)。TED可包括近侧自扩展取芯元件,近侧自扩展取芯元件可为支架部分和/或可由整体的有孔结构形成。TED可包括远侧可扩展圆柱形部分,远侧可扩展圆柱形部分由编织丝网状结构形成。编织丝网状结构可形成在取芯元件上,从而形成整体的TED。这样直接在取芯元件上形成编织丝网状结构可消除以下问题,比如:由例如通过焊接和粘合剂将编织丝网状结构连

接至取芯元件所引起的不一致的材料特性、减小的柔性、减小的强度和/或质量控制装置问题。

[0075] TED的扩展可通过血栓提取导管的各部分的相对运动来控制。例如,TED的近端、具体是自扩展取芯元件的近端可连接至中间轴,中间轴可在血栓提取导管的外轴内滑动。TED的远端、具体是可扩展圆柱形部分的远端可连接至内轴,内轴可在血栓提取导管的中间轴内滑动。由于内轴和中间轴可相对于外轴滑动,TED可被撤回入外轴中,以将TED约束至未展开构造、本文中也称为约束构造。类似地,TED可通过中间轴相对于外轴的相对运动从外轴展开。在TED已从外轴展开之后,内轴和中间轴可相对于彼此运动,以扩展或收缩TED的可扩展圆柱形部分,并使自扩展取芯元件完全扩展。

[0076] 血栓切除系统可包括引入护套,引入护套的尺寸定为可滑动地接纳血栓提取导管的外护套。引入护套可包括引入护套的近端处的密封孔和自扩展漏斗。自扩展漏斗可定位在引入护套的远端处且可被捕获护套选择性地保持在约束位置中。在一些实施例中,自扩展漏斗可被可滑动地包含在引入护套内,且可具体地相对于引入护套的远端可滑动。在一些实施例中,自扩展漏斗可从引入护套内的约束构造向远侧滑动至展开构造,在展开构造中,自扩展漏斗从捕获护套的远端延伸。

[0077] 自扩展漏斗的尺寸可定成在TED朝向漏斗缩回时与自扩展取芯元件接合。随着TED被缩回如漏斗中,漏斗压缩TED、具体是取芯元件,并引导TED、具体是取芯元件进入由引入护套限定的内腔中。TED可被缩回直至其完全被包含在引入护套内,接着,TED和被捕获在TED中的血栓可经由密封孔从患者体内移除。

[0078] 血栓切除系统可经由多个进入部位进入包含血栓的血管。这些进入部位可包括,例如颈内(IJ)进入部位、股进入部位、腘进入部位或其他静脉或动脉进入部位。血栓切除系统可用于从各种静脉和/或动脉血管提取血栓和/或栓塞,各种静脉和/或动脉血管可为外周血管,包括任何血管,非限制性示例是具有至少5毫米(mm)直径的静脉血管。血栓切除系统可通过进入点插入患者的循环系统中,且可前进至接近血栓的位置。接着,TED可前进通过血栓,且在向血栓的远侧扩展之后,TED可缩回通过血栓,从而捕获血栓的全部或部分。

[0079] 现参考图1,示出了血栓切除系统100、本文中也称为血栓提取系统100的一个实施例。血栓切除系统100可用于进入包含血栓的诸如静脉血管之类的血管的一部分,血栓切除系统100可用于从血管移除该血栓的全部或部分。血栓切除系统100可包括引入护套102和血栓提取导管104。

[0080] 引入护套102包括细长构件106、本文中也称为细长护套106,其具有近端108和远端110。细长构件106可为弹性和/或挠性的。细长构件106可包括任何期望的长度和任何期望的直径。在一些实施例中,细长护套106的外直径可为至少10弗兰奇(French,法制单位)、至少12弗兰奇、至少14弗兰奇、至少18弗兰奇、至少20弗兰奇、至少22弗兰奇、14弗兰奇至24弗兰奇之间、15弗兰奇至21弗兰奇之间、16弗兰奇至22弗兰奇之间和/或任何其他或中间尺寸。

[0081] 细长构件106可包括不透辐射标记,不透辐射标记例如可为细长构件106的远端110的一部分。细长构件106限定在近端108与远端110之间延伸的内腔。细长构件106的内腔1701(图17中所示)的尺寸可定成可滑动地接纳血栓提取导管104。在一些实施例中,细长构件106的内腔1701的内直径可为至少2弗兰奇、至少10弗兰奇、至少14弗兰奇、至少18弗兰

奇、至少20弗兰奇、至少22弗兰奇、14弗兰奇至12弗兰奇之间、10弗兰奇至22弗兰奇之间、14弗兰奇至21弗兰奇之间、16弗兰奇至20弗兰奇之间和/或任何其他或中间尺寸。内腔1701可在位于细长构件106的近端108处的密封孔112、本文中也称为密封毂112处终止。在一些实施例中,密封孔112可自密封和/或可包括自密封的密封件。

[0082] 引入护套102还可包括抽出物端口114,抽出物端口114可在细长构件106的近端108处和/或例如经由连接管116连接至细长构件106的近端108。在一些实施例中,抽出物端口114可为密封毂112的一部分和/或连接至密封毂112。在一些实施例中,抽出物端口114可例如经由阀118、本文中也称为抽出物阀118选择性地流体连接至内腔1701,该阀118可为管卡钳,管卡钳可沿连接管116定位在内腔1701与抽出物端口114之间的位置处。

[0083] 引入护套102还可保持填塞器120、本文中也称为扩张器120。填塞器120可构造成可将附连至细长构件106的远端110的自扩展漏斗保持在约束构造中,并将自扩展漏斗从约束构造释放。填塞器120可包括近端122、远端124和在其间延伸的细长轴126。在一些实施例中,细长轴126的长度可大于引入护套102的细长构件106的长度。填塞器120还可限定延伸通过填塞器120的内腔,该内腔可接纳引导线材。在一些实施例中,引导线材可包括任何期望的尺寸,且在一些实施例中,直径可为约0.035英寸。填塞器120可将尺寸和形状设定成能够可滑动地运动通过细长构件106的内腔。

[0084] 血栓切除系统100可包括血栓提取导管104。血栓提取导管104可具有近端130和远端132。手柄134、本文中也称为展开手柄134可位于血栓提取导管104的近端130处且可连接至导管部分136、本文中也称为导管136。

[0085] 导管136可包括外轴138、中间轴140和内轴。外轴138可包括各种长度和尺寸。在一些实施例中,外轴138的尺寸可定成可滑动地装配在引入护套102内。在一些实施例中,外轴138的尺寸可为至少8弗兰奇、至少10弗兰奇、至少11弗兰奇、至少12弗兰奇、至少14弗兰奇、至少16弗兰奇、8弗兰奇至14弗兰奇之间、11弗兰奇至12弗兰奇之间和/或任何其他或中间尺寸。

[0086] 外轴138、中间轴140和内轴中的每个可限定内腔,该内腔可为中心轴向内腔。在一些实施例中,中间轴140的尺寸和/或形状可定成可滑动地装配在外轴138的内腔802(图8中所示)内,使得中间轴140和外轴138同轴。类似地,在一些实施例中,内轴的尺寸和/或形状可定成可滑动地装配在中间轴140的内腔804(图8中所示)内,使得内轴和中间轴140同轴。在该构造中,外轴138、中间轴140和内轴中的每个可相对于外轴138、中间轴140和内轴中的其他轴位移。

[0087] 在一些实施例中,外轴138、中间轴140和内轴中的每个可具有相同长度,且在一些实施例中,外轴138、中间轴140和内轴中的一些或全部可具有不同长度。在一些实施例中,例如,中间轴140可比外轴138相对更长,在一些实施例中,内轴可比中间轴140相对更长。

[0088] 血栓提取导管104还可包括血栓提取装置(TED)。TED可连接至中间轴140和内轴,且可以未展开构造被包含在外轴138的内腔802内。在一些实施例中,外轴138、中间轴140和/或内轴的相对定位可导致TED处于未展开构造、展开构造、部分扩展构造和/或完全扩展构造中。在一些实施例中,处于展开构造中的TED可处于完全扩展构造或部分扩展构造中。

[0089] 手柄134可包括远端142、本文中也称为锁定端142和近端144、本文中也称为柱塞端144。在一些实施例中,中间轴140连接至血栓提取导管104的远端132且从手柄134的远端

142朝向血栓提取导管104的远端132向远侧延伸。

[0090] 如图1中所见,手柄134的远端142可包括锁定特征部146,比如自旋锁。锁定特征部146可与位于外护套138的近端150上的匹配特征部148选择性地和/或锁定地接合。在一些实施例中,例如,外护套138可在中间护套140上向近侧滑动,直至锁定特征部146与匹配特征部148接合为止,从而相对于中间护套140固定外护套138的位置。在中间轴146比外轴138相对较长的实施例中,当外轴138与锁定特征部146锁定地接合时,中间轴146的一部分从外轴138的远端152向远侧延伸。

[0091] 手柄134可包括柱塞154,柱塞154可能可在第一非伸长位置与第二伸长位置之间运动。在一些实施例中,可通过使柱塞154相对于手柄134向近侧位移而使柱塞154从第一位置运动至第二位置。柱塞154可能可锁定在第一位置和/或第二位置中的一者或两者中。

[0092] 柱塞154可连接至内轴,使得可通过使柱塞154从第一位置运动至第二位置而使内轴相对于手柄134、外轴138和/或中间轴140位移。在内轴比中间轴140和/或外轴138相对更长的一些实施例中,内轴的长度可使得,不管柱塞154处于第一位置或第二位置中,内轴向远侧延伸经过中间轴140的远端。

[0093] 血栓提取导管104还可包括连接至外轴138的第一冲洗端口155和连接至手柄134的第二冲洗端口156。在一些实施例中,第一冲洗端口155可流体连接至外轴138的内腔802,从而允许通过第一冲洗端口155冲洗外轴138的内腔802。在一些实施例中,第二冲洗端口156可流体连接至手柄134的内部分,且由此连接至中间轴140的内腔,从而允许冲洗中间轴140的内腔。

[0094] 血栓切除系统100还可包括装载漏斗158。装载漏斗158可包括漏斗部分160和轴部分162。漏斗部分160可限定连接至轴部分162的内腔的漏斗形内容积。漏斗形内容积的尺寸和形状可定成接纳自扩展漏斗以及随着自扩展漏斗前进通过漏斗部分160而使自扩展漏斗运动至约束位置。漏斗形内容积和内腔的尺寸可设定成允许填塞器120的远端124完全穿过装载漏斗158。

[0095] 在一些实施例中,装载漏斗158可构造成便于将自扩展漏斗装载入填塞器102。在一些实施例中,自扩展漏斗可通过将填塞器120插入通过细长构件106而被装载,使得填塞器120从细长构件106的远端110延伸且超过自扩展漏斗。接着,装载漏斗158可在填塞器120和自扩展漏斗上向近侧滑动,直至自扩展漏斗被装载漏斗158完全封围为止和/或直至自扩展漏斗处于约束构造中为止。接着,填塞器120可被缩回,从而将自扩展漏斗装载和/或捕获在填塞器120的一部分内,接着,可将装载漏斗158从填塞器120和细长构件106移除。

[0096] 血栓切除系统100还可包括密封扩张器170、本文中也称为密封扩张器170和/或孔扩张器170。在图1中示出了密封扩张器170的剖视图。密封扩张器170的尺寸和形状可定成在通过密封孔112移除血栓之前插入密封孔112。通过这样插入密封孔112,密封扩张器170可扩张密封孔112。在一些实施例中,密封孔112的该扩张可防止在血栓移除通过密封孔112期间从密封孔112施加力到血栓上。在一些实施例中,密封扩张器170可包括构造成便于将密封扩张器170插入密封孔112中的插入部分172。密封扩张器170还可包括主体部分174,主体部分174可单独地或与插入部分172一起限定提取内腔176,可从细长构件106的内腔1701通过提取内腔176移除血栓。在一些实施例中,在密封构造中,提取内腔176的内直径可大于密封孔112的直径。

[0097] 现参考图2,示出了血栓提取导管104的一个实施例的侧视图。血栓提取导管104包括手柄134、外轴138、中间轴140、内轴200和血栓提取装置202、本文中也称为TED 202。如图2中所示,外轴138相对于手柄134向近侧位移,使得外轴138的匹配特征部148接触手柄134的锁定特征部146。由于外轴138相对于手柄134的该定位,中间轴140、内轴200和TED 202中的每个向远侧延伸超过外轴138的远端204。图2中所示的血栓提取装置202处于展开且部分扩展构造中。

[0098] 血栓提取装置202可包括自扩展取芯元件206和可扩展圆柱形部分208。自扩展取芯元件206可比可扩展圆柱形部分208相对更近侧地定位在血栓提取导管104上。自扩展取芯元件206可包括近端210和远端214,近端210连接至中间轴140的远端212,远端214连接至可扩展圆柱形部分208的近端216。可扩展圆柱形部分208的远端217可连接至内轴200的远端218。

[0099] 在一些实施例中,内轴200的远端218还可包括末端220、比如防创伤末端和/或不透辐射标记222。在一些实施例中,末端220可包括不透辐射标记222。此外,不透辐射标记例如可定位在外轴138上、具体是外轴138的远端204和/或中间轴140的远端212上。在一些实施例中,外轴138的远端204和中间轴140的远端212中的一个或两个可各自包括不透辐射标记。在一些实施例中,防创伤末端220可限定构造成允许引导线材穿过防创伤末端220的通道。

[0100] 现参考图3,示出了血栓提取导管104的一个实施例的侧视图,其中血栓提取装置202处于展开且完全扩展构造中。与图2中的实施例相比,柱塞154处于从手柄134向近侧缩回的第二位置中,内轴200因而相对于中间轴140向近侧缩回,以由此完全扩展可扩展圆柱形部分208并将可扩展圆柱形部分208和自扩展取芯元件206固定在完全扩展构造中和/或固定成完全扩展。

[0101] 血栓提取导管104可包括一个或若干个特征部,一个或若干个特征部构造成将血栓提取装置202、具体是自扩展取芯元件206和/或可扩展圆柱形部分208固定在完全扩展位置中和/或固定成完全扩展。如本文中所使用的,当血栓提取装置202展开时且当柱塞154处于第二位置中时发生完全扩展。在一些实施例中,当血栓提取装置202处于完全扩展时,血栓提取装置202的一个若干个尺寸可改变。在一些实施例中,这可便于血栓提取装置202抵接血管壁和/或由血栓提取装置202施加至血管壁的期望的力或力等级。

[0102] 在一些实施例中,通过例如相对于手柄134转动柱塞154以由此接合柱塞154上和手柄134中的一个或若干个锁定特征部,可将柱塞154锁定在第二位置中。在一些实施例中,通过将柱塞154锁定在第二位置中,血栓提取装置202、具体是自扩展取芯元件206和/或可扩展圆柱形部分208可通过相对于中间轴140固定内轴200的位置而被固定成完全扩展。在一些实施例中,相对于中间轴140固定内轴200的位置可包括相对于中间轴140锁定内轴200和/或将内轴200的位置相对于中间轴140的位置联接。在一些实施例中,这种锁定和/或联接可为静态的、本文中称为静态地锁定和/或静态地联接,这是由于内轴200的位置相对于中间轴140的位置固定,而在一些实施例中,该锁定和/或联接可为动态的、本文中称为动态地锁定和/或动态地联接,这是由于内轴200的位置相对于中间轴140是受限的。在一些实施例中,如下文将以更长篇幅论述的,内轴200可通过顺应性弹簧1214被动态地锁定至柱塞154,当柱塞被锁定在第二位置中时,顺应性弹簧1214允许内轴200相对于中间轴140的一些

运动。因而,在该实施例中,内轴200被动态地锁定和/或动态地联接至中间轴140,和/或相对于中间轴140被动态地锁定和/或动态地联接。

[0103] 现参考图4,示出了自扩展取芯元件206的一个实施例的侧视图。自扩展取芯元件206可包括各种形状和尺寸,且可由各种材料制成。在一些实施例中,自扩展取芯元件可由形状记忆材料制成,比如是形状记忆合金和/或形状记忆聚合物。在一些实施例中,自扩展取芯元件206可包括镍钛诺和/或镍钛诺合金。

[0104] 自扩展取芯元件206可使用各种技术制成,例如包括,焊接、激光焊接、切割、激光切割、扩展(膨胀)等。在一些实施例中,自扩展取芯元件206可由镍钛诺件、比如镍钛诺管激光切割而得,此后,自扩展取芯元件206可被吹胀和/或膨胀。

[0105] 自扩展取芯元件206可包括整体有孔结构400和/或支架或支架部分,其可构造成从包含血栓的血管取芯和分离血栓、比如脉管血栓的一部分。该整体有孔结构400可包括多个支柱402,多个支柱402共同限定多个空隙404。支柱可包括各种形状和尺寸,且在一些实施例中,各支柱的厚度和/或直径可在约0.05至0.15英寸之间、约0.075至0.125英寸之间、约0.09至0.1英寸之间、和/或为约0.096英寸。

[0106] 在一些实施例中,自扩展取芯元件206可包括第一区域406和第二区域408。第二区域408可为大致管状且可包括多个互连的支柱402。如图5中所见,相比于第二区域,第一区域406可包括减小数量的支柱402,以在血管扭曲时便于自扩展取芯元件206塌缩至非扩展构造并保持取芯定向。在一些实施例中,第一区域还可包括两个弯曲的支柱410—A、410—B,支柱410—A、410—B围绕自扩展取芯元件206的中心轴线412、本文中也称为纵向轴线412沿相反方向扭转,以限定自扩展取芯元件206的口部414。

[0107] 在一些实施例中,自扩展取芯元件206通过两个弯曲支柱410—A、410—B至中间轴140的连接可通过将自扩展取芯元件206挠性地连接至中间轴140而改善血栓提取装置202的操作。特别地,将支柱从自扩展取芯元件206的区域420移除允许自扩展取芯元件206围绕位于自扩展取芯元件206的近端210处且将自扩展取芯元件206连接至血栓提取导管104的中间轴140的连接构件415挠曲。该挠曲能力可便于在血管扭曲的情况下维持取芯定向。在一些实施例中,自扩展取芯元件206的这种挠曲可导致区域420如口部414那样作用。

[0108] 如图4中所见,弯曲支柱410相对于中心轴线412从自扩展取芯元件206的底部416以角度 θ 、本文中也称为取芯角度朝向自扩展取芯元件206的顶部418延伸。在一些实施例中,当完全扩展时,该角度可在20度至50度之间和/或30度至45度之间。

[0109] 在一些实施例中,取芯角度可有利地或不利地影响TED 202的操作。例如,太深的取芯角度会妨碍自扩展取芯元件206成为可塌缩的,且因而妨碍自扩展取芯元件206缩回引入护套102中。此外,太浅的倾斜角度可导致自扩展取芯元件206太容易地塌缩,这会减小自扩展取芯元件206的取芯能力。在一些实施例中,自扩展取芯元件206的取芯能力的该减小可导致自扩展取芯元件206不再有效地取芯血栓。

[0110] 在一些实施例中,两个弯曲支柱410—A、410—B的最近侧边缘、本文中称为前缘411可为尖锐的,和/或两个弯曲支柱410—A、410—B的前缘411可包括切割元件、刀片等。

[0111] 自扩展取芯元件206可包括各种尺寸。在一些实施例中,限定为自扩展取芯元件206的近端210与自扩展取芯元件206的远端214之间的最短距离的自扩展取芯元件206的长度可在约一至3英寸之间、约1.5至2.5英寸之间、约1.75至2.25英寸之间、约1.9至2.0英寸

之间、和/或为约1.96英寸。在一些实施例中,自扩展取芯元件206的完全扩展直径可在约2至50mm之间、约4至25mm之间、约6至20mm之间、和/或约8至16mm之间。在一些实施例中,自扩展取芯元件可应用于动脉或静脉、例如下腔静脉的减瘤。在一些实施例中,这种减瘤可响应于下腔静脉中的一个或若干个过滤器的堵塞和/或部分堵塞而执行。

[0112] 在一些实施例中,可基于血管的尺寸、特别是要从中提取血栓的血管的直径来选择自扩展取芯元件206的长度和直径。在一些实施例中,可基于自扩展取芯元件206的完全扩展直径来选择自扩展取芯元件206的长度,以防止自扩展取芯元件在血管内相对于血管非期望的翻转和/或转动。如本文中任何地方所使用的,“约”是指“约”所用于的值和/或值的范围的 $\pm 10\%$ 的范围。

[0113] 现参考图7,示出了血栓提取装置202的一个实施例的侧视图。如图7中所见,自扩展取芯元件206在自扩展取芯元件206的近端210处通过连接构件415连接至中间轴140的远端212。可扩展圆柱形部分208的近端216连接至自扩展取芯元件206的远端214。在一些实施例中,可扩展圆柱形部分208且具体是可扩展圆柱形部分208的近端216形成在自扩展取芯元件206的远端214上,从而形成整体血栓提取装置202。可扩展圆柱形部分208的远端217连接至内轴200的远端218。

[0114] 在一些实施例中,且如图7中所见,自扩展取芯元件206可与内轴200的全部或部分接合,以影响自扩展取芯元件206的扩展。具体地,在一些实施例中,自扩展取芯元件206可包括环700、本文中也称为环特征部700。环700可为与自扩展取芯元件206相同的材料或可为与自扩展取芯元件206不同的材料。环700可与自扩展取芯元件206一体地形成和/或可通过例如一个或若干个焊接部、粘合剂、一个或若干个机械紧固件等附连至自扩展取芯元件。环700的直径可大于内轴200的直径,使得环700可沿内轴200滑动。

[0115] 如图7中进一步所见的,内轴200可包括止挡件702。在一些实施例中,止挡件702可包括固附至内轴200的一部分的聚合物构件和/或金属构件。在一些实施例中,止挡件702的尺寸和形状可设定成与环700接合,从而在内轴200通过柱塞154至第二位置的运动而向近侧位移时,将向近侧引导的力施加至自扩展取芯元件206。在一些实施例中,自扩展取芯元件206的定位在环700与连接构件415之间的一部分可通过该向近侧引导的力的施加而强行扩展至环700,从而使自扩展取芯构件运动成完全扩展。

[0116] 在一些实施例中,血栓提取导管104的内轴200可选择性地连接至可扩展圆柱形部分208的远端217。这可允许内轴200的位移,以通过环特征部700与止挡件702的接合使自扩展取芯元件206完全扩展。在一些实施例中,在自扩展取芯元件206处于完全扩展之后,内轴200可重新联接至可扩展圆柱形部分208的远端217,使得可扩展圆柱形部分208完全扩展,和/或内轴200可重新联接至可扩展圆柱形部分208的远端217,使得当柱塞154从第二位置运动至第一位置时,可扩展圆柱形部分208压缩可扩展圆柱形部分208。

[0117] 在一些实施例中,可扩展圆柱形部分208可包括编织丝网状结构704,编织丝网状结构704可构造成捕获血栓。在一些实施例中,编织丝网状结构可与可扩展圆柱形部分208共同延伸,且因而可共享近端216和/或远端217。在图7中所示的实施例中,编织丝网状结构704是具有大致管状细长部分706和远侧渐缩部分708的弹性丝编织物。在其他实施例中,编织丝网状结构704可为任何多孔结构和/或可具有其他合适的形状、尺寸和构造(例如,远侧部分708可为大致圆柱形等)。

[0118] 由于编织丝网状结构704至内轴200的远端218的连接,内轴200的轴向运动径向地扩展/缩短并且塌缩/伸长TED 200的编织丝网状结构704。例如,只要中间轴140被固定和/或限制成以小于内轴200的速率的速率轴向运动,则:(1)内轴200的向远侧运动沿编织丝网状结构704的纵向轴线拉伸编织丝网状结构704,使得编织丝网状结构704的半径减小且编织丝网状结构704的长度增加;以及(2)内轴200的向近侧运动沿编织丝网状结构704的纵向轴线压缩编织丝网状结构704,使得编织丝网状结构704的半径增加且编织丝网状结构704的长度减小。在特定实施例中,编织丝网状结构704在塌缩构造中的长度可在约5至30英寸之间、约10至20英寸之间、和/或为约16英寸,在一些实施例中,编织丝网状结构704在扩展构造中的长度可在约1至25英寸之间、约10至20英寸之间、和/或为约11英寸。

[0119] 在一些实施例中,编织丝网状结构704可通过编织机和/或纺织机形成,在一些实施例中,编织丝网状结构704可手工编织和/或纺织。有利的是,利用不采用许多常规编织机中常见的绕线筒或其他收丝机构的编织机和/或纺织机,这是由于这些机构使得在自扩展取芯元件206上形成编织物困难得多。丝被自由悬挂的编织机和/或纺织机允许直接在自扩展取芯元件206上简单得多的装载。在一些实施例中,编织丝网状结构704可使用以下文献中的一些或全部中所包含的方法或装置来编织:2013年5月8日提交的名称为“BRAIDING MECHANISM AND METHOD OF USE (编织机构和使用方法)”的美国专利第8,833,224号;2012年9月10日提交的名称为“BRAIDING MECHANISM AND METHOD OF USE (编织机构和使用方法)”的美国专利第8,826,791号;2011年10月17日提交的名称为“BRAIDING MECHANISM AND METHOD OF USE (编织机构和使用方法)”的美国专利第8,261,648号;2013年4月26日提交的名称为“BRAIDING MECHANISM AND METHOD OF USE (编织机构和使用方法)”的美国专利第8,820,207号;名称为“ANEURYSM GRAFT WITH STABILIZATION (具有稳定性的动脉瘤移植植物)”且在2015年9月14日进入美国国家阶段的美国专利公布第2016/0030155号;以及2014年7月11日提交的名称为“BRAIDING MECHANISM AND METHOD OF USE (编织机构和使用方法)”的美国专利公布第2014/0318354号;每篇文献通过参考全部纳入本文。

[0120] 在一些实施例中,编织丝网状结构704可形成为管状编织物,接着可使用热定形工艺使该管状编织物进一步成形。在一些实施例中,编织物可为纯金属线材的管状编织物,纯金属线材比如是镍钛诺(镍钛合金)、铂、钴铬合金、不锈钢、钨或钛。在一些实施例中,编织丝网状结构704可至少部分地由弹性丝的圆柱形编织物形成。因而,编织物可被径向约束而无塑性变形,且将在径向约束释放时自扩展。这种弹性丝编织物在本文中称为“自扩展编织物”。

[0121] 在一些实施例中,编织物丝的厚度可小于约0.15mm。在一些实施例中,编织物可由直径在约0.05mm至约0.25mm范围内的丝和/或线材制造。在一些实施例中,可组合具有不同直径的编织物丝以赋予不同的特征,包括:刚性、弹性、结构、径向力、孔尺寸、栓塞捕获或过滤能力等。在一些实施例中,编织丝的计数在20至80之间、大于30和/或约为24。细长部分706中编织物网状件的孔尺寸可在约0.4mm至4.0mm的范围内。在一些实施例中,孔尺寸可在0.5mm至2.5mm的范围内。

[0122] 在一些情形中,当血栓在编织丝网状结构704内时,血栓可能形成难以缩回入引入护套102中的形状。在图8中示出了这种情形,其中,血栓提取装置202、具体是编织丝网状结构704部分地缩回入引入护套102中。如图8中所示,血栓800已形成球状,其直径大于引入护

套102的直径。血栓800的这种表现会妨碍从患者体内移除TED 200和血栓800。图9和10关注防止血栓的这种行为的特征部。

[0123] 图8还示出了细长构件106的剖视图,使得细长构件的内腔1701可见,示出了外轴138的剖视图,使得外轴138的内腔802可见,且示出了中间轴140的剖视图,使得中间轴140的内腔804可见。

[0124] 现参考图9,示出了包括多种孔尺寸的编织丝网状结构704的一个实施例的侧视图。如所见的,编织丝网状结构704包括第一部分900和第二部分902,第一部分900包括第一组多个孔904,第二部分902包括第二组多个孔906。在一些实施例中,第一部分900可对应于细长部分706,第二部分902可对应于远侧渐缩部分708。

[0125] 如图9中所示,编织丝网状结构704的第一部分900比第二部分902相对更位于近侧。如进一步示出的,第一部分900的第一组多个孔904中的孔小于第二部分902的第二组多个孔906中的孔。在一些实施例中,远侧第二部分902的较大孔的平均尺寸大于等于1.5mm,而在一些实施例中在约1.0mm至4.0mm之间。

[0126] 在该实施例中,当编织丝网状结构704运动至非扩展构造和/或当编织丝网状结构704缩回入引入护套102时,第二组多个孔906中的孔的较大尺寸可允许和/或便于血栓的一部分挤出。在一些实施例中,血栓的一部分的这种挤出可防止血栓不可缩回入引入护套102中的情形。此外,在一些实施例中,血栓的相对较新部分可在血栓的相对较旧部分之前被挤出,这是由于血栓的相对较新部分可能更软和/或更有延展性。接着,血栓的这些相对较新部分可被引入护套102的特征所捕获和/或分解。

[0127] 现参考图10,示出了TED 200的一个实施例的侧视图,TED200包括多个周向凹陷部1000、本文中也称为周向沟槽、径向肋部和/或径向沟槽。在一些实施例中,该多个周向凹陷部1000中的一些或全部可朝向血栓提取装置202的中心轴线1002和/或中线1002向内延伸。在一些实施例中,多个周向凹陷部1000可沿可扩展圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704在圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704的近端216和远端217之间纵向隔开和/或等距隔开。在一些实施例中,这些周向凹陷部1000可在血栓提取装置202从扩展构造运动至非扩展构造时,与包含在圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704内的血栓的各部分接合,以抑制血栓相对于圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704的近端216和远端217中的一者或两者的运动。对血栓运动的该抑制可减小产生无法缩回入引入护套102中的血栓的可能性。

[0128] 虽然在分别的附图中示出,但血栓提取装置202的一些实施例可既包括关于图10所论述的多个周向凹陷部又包括关于图9所论述的多个孔尺寸。

[0129] 现参考图11,示出了用于在自扩展取芯元件206上一个或若干个成形点1103处形成圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704的纺织样式的一个实施例的示意图。如所见的,自扩展取芯元件206包括多个支柱402,多个支柱402在成形点1103处连接,成形点1103包括顶点1100、本文中也称为顶点支柱1100。如所见的,每个顶点1100通过第一支柱402—A和第二支柱402—B相交而形成,这些相交支柱402—A、402—B形成顶点孔1101。

[0130] 在一些实施例中,自扩展取芯元件206可包括多个顶点1100,多个顶点1100围绕自扩展取芯元件206的远端延伸。多个顶点1100可包括4个顶点1100、6个顶点1100、8个顶点1100、10个顶点1100、12个顶点1100、16个顶点1100、20个顶点1100、24个顶点1100、4至50个之间的顶点、8至20个之间的顶点、和/或任何其他或中间数量的顶点。

[0131] 圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704可包括纺织和/或编织在一起以形成圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704的多个丝1102。在一些实施例中,对于自扩展取芯元件206的每个顶点1100,多个丝可包括第一丝1104和第二丝1106。第一丝1104和第二丝1106可被纺织和/或编织到其相应顶点上。在一些实施例中,第一丝1104和第二丝1106可被纺织和/或编织到其相应顶点上,使得第一丝1104和第二丝1106中的一者或两者围绕其相应顶点形成圈。因而,在一些实施例中,仅第一丝1104围绕其顶点形成圈、仅第二丝1106围绕其顶点形成圈、或第一丝1104和第二丝1106两者都围绕其顶点形成圈。参考图11中的实施例,第一丝1104可平直地插入通过其顶点的顶点孔1101,使得第一丝1104不紧邻于其顶点、更具体是紧邻其顶点远侧在其自身上打圈。

[0132] 第一丝1104可插入通过其顶点1100的顶点孔1101,使得当从自扩展取芯元件206的外部向自扩展取芯元件206的内部观察时,第一丝1104在第一支柱402—A的上方且在第二支柱402—B下方穿过。

[0133] 第二丝1106可插入通过其顶点的顶点孔1101,使得第二丝1106穿过顶点孔1101的一部分被第一丝1104与顶点分离。此外,第二丝1106可插入通过顶点孔1101,使得第二丝1106在第一支柱402—A下方且在第二支柱402—B上方穿过。在插入通过顶点孔1101之后,第二丝1106可在其自身上打圈,以紧邻其顶点100远侧形成圈1108。

[0134] 在一些实施例中,由于每个丝1104、1106插入通过顶点孔1101,故而每个丝1104、1106可为了编织或纺织目的而被处理为包括第一线材和第二线材,第一线材从其顶点1100延伸至丝1104、1106的第一端,第二线材从其顶点延伸至丝1104、1106的第二端。因而,在自扩展取芯部分206包括12个顶点的一些实施例中,圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704可由24个丝1104、1106形成,这24个丝1104、1106可被纺织和/或编织为48个线材以形成48线材网状件和/或纺织件。

[0135] 在一些实施例中,可通过识别由自扩展取芯元件206的一些支柱402形成的多个成形点1103来编织/纺织圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704。唯一的成对线材可穿引通过每个成形点1103、具体相邻于每个成形点1103通过顶点孔1101。在一些实施例中,每对唯一成对线材可包括第一线材1104和叠置于第一线材1104的第二线材1106。于是,第一线材和第二线材可从唯一成对线材被纺织和/或编织成圆柱形部分208和/或编织丝网状结构704的网络状丝网状结构,使得第一线材1104不围绕第一线材1104穿引通过的成形点1103形成圈,且使得第二线材1106围绕第二线材1106穿引通过的成形点1103形成圈1108。

[0136] 现参考图12,示出了手柄134的实施例的剖视图,其中,柱塞154处于第一位置中,且参考图13,示出了手柄134的实施例的剖视图,其中,柱塞154处于第二位置中。手柄134可包括壳体1200,壳体1200限定内容积1202。柱塞轴1204可延伸通过内容积1202的全部或部分,且可连接至内轴200,该内轴200可限定之前涉及的内腔1400、本文中也称为内轴内腔1400。柱塞轴1204可终止于柱塞引导件1208处,柱塞引导件1208被固附至柱塞轴1204。在一些实施例中,如图12和13中所见,柱塞154可通过柱塞弹簧1209朝向第一位置偏置,柱塞弹簧1209可接合柱塞引导件1208和手柄134的一部分。因而,当柱塞154处于如图12中所示的第一位置中时,柱塞弹簧1209被较少地压缩,当柱塞154处于如图13中所示的第二位置中时,柱塞弹簧1209被较多地压缩。在一些实施例中,朝向第一位置的该偏置可在血栓提取装置202中产生朝向部分扩展构造的偏置。

[0137] 如图14、即图13中标示的圈出部分“A”的特写视图所见,柱塞引导件1208可定位在近侧止挡件1210与远侧止挡件1212之间,该近侧止挡件1210和该远侧止挡件1212可各自固附至包括内轴内腔1400的内轴200。柱塞引导件1208可通过支架顺应性弹簧1214、本文中也称为顺应性弹簧1214动态地连接至近侧止挡件1210。在一些实施例中,使用顺应性弹簧1214来连接柱塞引导件1208和近侧止挡件1210可允许自扩展取芯元件206的直径根据施加至自扩展取芯元件206的压缩力而变化。

[0138] 在一些实施例中,例如通过环特征部700和止挡件702的相互作用,施加至自扩展取芯元件206的径向压缩力可从自扩展取芯元件206通过环特征部700和止挡件702传递至顺应弹簧1214。在压缩力大于弹簧力的实施例中,顺应性弹簧1214可被压缩且内轴200可相对于中间轴140向远侧前进,从而减小自扩展取芯元件206的直径直至压缩力等于弹簧力为止。通过顺应性弹簧1214获得的该顺应性使得能够在血管中使用血栓提取导管104,同时保持自扩展取芯元件206在血管、静脉或静脉血管的壁上的期望接触,血管可为具有非恒定直径的动脉或静脉血管。在一些实施例中,当血管的直径在约1至30mm、2至25mm、5至20mm之间和/或为任何其他或中间直径时,该顺应性可导致通过自扩展取芯元件206施加至血管壁的恒定向外的力。在一些实施例中,该恒定向外的力恒定可意为该向外的力在预定范围内。在一些实施例中,例如,当自扩展取芯元件206的直径为约20mm时,向外的力可为约5N,当自扩展取芯元件206的直径为约5mm时,向外的力可为约20N。因而,在一些实施例中,可包括柱塞154和顺应性弹簧1214的锁定机构可构造成当支架被血管壁压缩时保持该血管壁上期望的径向力。在一些实施例中,当自扩展取芯元件206处于完全扩展时,该期望的力可为血管壁上足以从血管壁取芯和/或分离血栓的全部或部分的径向力。

[0139] 现参考图15和16,示出了填塞器120的实施例的侧视图。如所见的,填塞器120包括近端122、远端124和细长轴126。如进一步所见的,填塞器120可包括从填塞器120的远端124向近侧延伸的捕获护套1500。

[0140] 填塞器120还可包括位于填塞器120的远端124处的末端、比如防创伤末端1502。在一些实施例中,防创伤末端1502可为不透辐射的。填塞器120还可包括连接配件1504,连接配件1504可位于捕获护套1500的近端1506处。在一些实施例中,连接配件1504可构造成与引入护套102的细长护套106的远端110密封地连接。

[0141] 填塞器120还可包括位于填塞器120的近端122处的止挡部分1508。在一些实施例中,止挡部分1508的直径可大于引入护套102的细长构件106的内腔1701和/或大于位于引入护套102的近端108处的密封孔112的直径,从而防止止挡部分1508进入细长构件106的内腔1701和/或密封孔112。

[0142] 在一些实施例中,细长轴126可包括恒定尺寸和/或直径,在一些实施例中,细长轴126可包括多个尺寸和/或直径。例如,图15中所示的细长轴126的直径1510沿细长轴126的长度是恒定的。相比之下,图16中所示的细长轴126至少具有沿细长轴126的一个或若干个第一部分1513的第一直径1512以及沿细长轴126的一个或若干个第二部分1515的第二直径1514。

[0143] 在一些实施例中,细长轴的一个或若干个第二部分1515可沿细长轴126的长度定位,使得当填塞器120被接纳在引入护套102的细长构件106内且定位使得连接配件1504与细长护套106的远端110密封时,一个或若干个第二部分1515延伸通过密封孔112。在这种实

施例中,第二直径1514可被选择使得一个或若干个第二部分不接触和/或扩张密封孔112和/或密封孔112内的密封件。由于填塞器120的这种实施例在一个或若干个第二部分延伸通过密封孔112时不扩张密封孔112的密封件,故而引入护套102可在该填塞器120预定位成延伸通过细长构件106的内腔1701的状态下被存储、包装和/或售卖。

[0144] 现参考图17,示出了捕获护套1500的一个实施例的细节剖视图。如所见的,捕获护套1500包括防创伤末端1502且连接至填塞器120的细长轴126,该细长轴126延伸通过细长构件106的内腔1701。如进一步所见的,内腔1700延伸通过防创伤末端1502和细长轴126,该内腔1700可构造成接纳引导线材。

[0145] 该捕获护套1500包括捕获外壳1702,捕获外壳1702从防创伤末端1502向远侧延伸至捕获护套1500的近端1506。捕获外壳1702在连接配件1504中终止。捕获外壳1702的内直径1704大于延伸通过捕获外壳1702的细长轴126的一部分的直径1706。由于捕获外壳1500的较大的内直径1704,在捕获外壳1702与延伸通过捕获外壳1702的细长轴126的一部分之间产生接纳空间。在一些实施例中,该接纳空间的尺寸和形状可设定成接纳和/或保留处于约束构造中的自扩展漏斗1708。在一些实施例中,当自扩展漏斗1708处于约束构造中时,自扩展漏斗1708的直径可匹配捕获外壳1702的内直径1704。在一些实施例中,自扩展漏斗的该直径可小于等于细长构件106的直径1716。

[0146] 自扩展漏斗1708可包括各种形状和尺寸,且可由各种材料制成。在一些实施例中,自扩展漏斗1708的最大直径可大于和/或等于完全扩展状态中的自扩展取芯元件206的直径,在一些实施例中,自扩展漏斗1708的最小直径可等于细长构件106的直径1716和/或等于细长构件106的内腔1701的直径。在一些实施例中,自扩展漏斗1708的长度可大于和/或等于自扩展取芯元件206的长度,使得自扩展取芯元件206可被接纳且包含在自扩展漏斗1708内。

[0147] 在一些实施例中,自扩展漏斗1708可具有锥形部分、具体是截头锥形部分。在一些实施例中,自扩展漏斗可由城垛状镍钛诺编织物、镍钛诺编织支架、激光切割镍钛诺、激光切割聚合物管、注塑聚合物结构或可充胀囊体中的至少一个构成。在一些实施例中,自扩展漏斗1708可包括孔尺寸足够小以防止危险血栓穿过网状件的孔的网。在一些实施例中,自扩展漏斗1708可能对于血液是可渗透的。

[0148] 现参考图18至20,示出了不同构造的引入护套120的实施例的侧视图。在图18中,引入护套102被示出处于非展开构造中,在图19中,引入护套102被示出处于部分展开构造中,且在图20中,引入护套102被示出处于完全展开和/或展开构造中。

[0149] 具体地,如图18中所见,填塞器120延伸通过细长构件106的内腔1701,且自扩展漏斗1708以约束构造被包含在捕获护套1500内。在图19中,填塞器120已向远侧前进,从而将自扩展漏斗1708从约束构造释放和/或展开自扩展漏斗1708。在一些实施例中,在捕获护套1500的近端与止挡部分1508之间的填塞器120的长度、具体是细长构件的长度足以允许在填塞器120的进一步向远侧运动被止挡部分1508与密封孔112之间的碰撞所阻止之前自扩展漏斗1708从捕获护套1500展开。

[0150] 在自扩展漏斗1708已展开之后,填塞器120可向近侧缩回通过细长构件106的内腔1701和密封孔112,且可从引入护套102移除。在填塞器120已从引入护套102移除之后,引入护套处于如图20中所示的完全展开构造中。

[0151] 在一些实施例中,如图21中所见,引入护套102可包括可充胀囊体2100,可充胀囊体2100定位在细长构件106的远端110处或附近。在一些实施例中,囊体2100可包括锥形内部分2102,锥形内部分2102的尺寸和形状可设定成接纳血栓提取装置202、具体是锥形内部分2102的长度可大于等于自扩展取芯元件206的长度。

[0152] 现参考图22,示出了用于通至血栓2200的引入技术。如所示的,血栓2200可定位在血管中且通过诸如腘进入部位之类的进入部位2260而通达。引入护套102可从腘进入部位2260延伸至展开位置2262,在展开位置2262处,自扩展漏斗1708可展开,且展开位置2262可接近血栓2200。TED 202可沿血流方向穿过凝块2200,且TED 202可沿血流的相反方向缩回通过凝块2200。TED 202通过凝块2200的缩回可导致通过自扩展取芯元件206取芯凝块并将凝块捕获在可扩展的圆柱体208中。

[0153] 在一些这种实施例中,如图23中所示,TED 202的全部或部分可延伸入髂静脉和/或下腔静脉中的一者中。此外,随着TED 202相对于心脏从近侧位置缩回至远侧位置,血管2202的直径将随着TED 202朝向进入部位2260缩回而减小。这可导致TED 202上、具体是自扩展取芯元件206上增加的压缩力。这些压缩力可通过环特征部700和止挡件702被传递至顺应性弹簧1214。通过拉伸或压缩顺应性弹簧1214,TED 202且具体是取芯元件206的直径可变化,以匹配血管的直径,且可保持期望的径向力和/或力等级。

[0154] 图23—A至23—H、图24—A和24—B、以及图25—A至25—H示出了使用血栓提取系统100来从患者体内、具体是从患者体内的血管移除血栓的过程,血管可为静脉血管。该过程包括:通过一个或若干个经皮进入部位进入血管,一个或若干个经皮进入部位可提供至血管的直接通路或经由一个或若干个其他血管至血管的间接通路;使引入护套前进至接近血栓的位置;展开引入护套的自扩展漏斗;使血栓提取导管104的远端132前进至接近血栓的位置;展开血栓提取装置202;通过缩回血栓提取装置202通过血栓而将血栓捕获在血栓提取装置202中;使血栓提取装置202塌缩;以及从引入护套102且从患者体内移除血栓提取装置202和被捕获的血栓。在一些实施例中,这些一个或若干个进入部位可包括,例如腘进入部位、股进入部位、和/或颈内进入部位。在一些实施例中,溶解血栓剂可在移除或提取血栓之前、期间或之后注入血管和/或从血管抽出。该溶解血栓剂可包括,例如,组织纤溶酶原激活物(TPA)或其他凝块溶解药物。

[0155] 在任何本文中所公开的实施例中,装置和/或递送系统可适于在治疗部位处将能量递送至装置以及围绕装置的血栓或组织,用于便于移除血栓或治疗相邻于装置的组织或两者。在一些实施例中,能量可通过递送系统递送至用于治疗患者的脉管系统的装置,使得装置被能量加热或致动。可被递送的能量的示例包括但不限于光能、热能、振动能、电磁能、射频能量和超声能量。对于一些实施例,递送至装置的能量可触发化学或生物剂的释放,以促进血栓从血管壁和/或至患者的组织的分离,用于治疗患者的脉管结构、治疗相邻于该装置设置的组织或其组合。

[0156] 在图23—A至23—H、图24—A和24—B、以及图25—A至25—H中所示的使用血栓提取系统100的过程可以血流方向或反血流方向执行。因而,在一些实施例中,在图23—A至23—H、图24—A和24—B、以及图25—A至25—H中的血流方向可从左至右或从右至左。

[0157] 现参考图23—A至23—H,示出了用于在血管中扩展血栓提取装置202的过程,血管比如是静脉血管。可使用血栓提取系统100的全部或部分来执行用于在血管中扩展血栓提

取装置202的过程。在一些实施例中,用于在血管中扩展血栓提取装置202的过程可结合监测技术执行,比如荧光透视、血管造影术和/或超声波监测。在一些实施例中,监测技术可用于通过观察位于引入护套102和/或血栓提取导管104上的一个或若干个不透辐射标记而监测TED 202在血管中展开。

[0158] 该过程在图23—A处开始,其中,在诸如静脉血管之类的血管2202中识别血栓2200。在一些实施例中,血栓2200可位于患者身体的外周脉管系统中。血栓2200、本文中也称为凝块2200可包括近端2204和远端2206。在一些实施例中,对血管2202的识别还可包括确定血管2202中的血栓2200是否适于血栓提取。在一些实施例中,当血管2202的直径为至少5毫米时,血管2202中的血栓2200可适于提取。在一些实施例中,当血管2202的直径为至少5毫米且为股静脉、髂静脉、腘静脉、胫后静脉、胫前静脉或腓静脉中的至少一个时,血管2202中的血栓2200可适于提取。

[0159] 在血栓已被识别之后,该过程继续至图23—B中所示步骤,其中,引入护套102前进顺着或逆着血管中血流的方向,使得引入护套102和/或填塞器120的远端接近血栓2200,且特别是在血栓近侧的位置处接近血栓2200。在一些实施例中,这可包括提供引入护套102且通过进入部位2208经皮进入患者的循环系统、特别是患者的血管或静脉血管,进入部位2208可为上述进入部位中的一个。

[0160] 如图23—C中所示,在引入护套102已前进至期望位置之后,自扩展漏斗1708可从约束构造展开和/或露出至扩展构造。在一些实施例中,自扩展漏斗1708可通过填塞器120相对于细长构件106的相对远侧运动而展开,直至漏斗1708不再被捕获护套1500约束,接着,填塞器120可向近侧缩回通过细长构件106的内腔1701,直至填塞器120从引入护套102移除为止。

[0161] 在一些实施例中,填塞器120相对于细长构件的相对向远侧运动可包括固定填塞器120相对于血管2202的位置,并使细长构件106在填塞器120上向近侧缩回,以露出自扩展漏斗1708,直至止挡件1508接触密封孔112为止和/或直至对例如位于填塞器120的末端1502和细长构件106的远端110中的不透辐射标记的监测(可为荧光透视监测)表明自扩展漏斗1708展开和/或不再被捕获护套1500约束为止。替代地,在一些实施例中,填塞器120相对于细长构件的相对向远侧运动可包括固定细长构件106相对于血管2202的位置,并使填塞器120向远侧前进,以露出自扩展漏斗1708,直至止挡件1508接触密封孔112为止和/或直至对例如位于填塞器120的末端1502和细长构件106的远端110中的不透辐射标记的监测(可为荧光透视监测)表明自扩展漏斗1708展开和/或不再被捕获护套1500约束为止。

[0162] 如图23—D中所示,在自扩展漏斗1708已展开之后,血栓提取导管104的一部分,比如外轴138可经由密封孔112插入引入护套102的内腔1701。在一些实施例中,这可包括提供血栓提取导管104,血栓提取导管104包括血栓提取装置202。在一些实施例中,血栓提取装置202可被约束在外轴138内且可经由密封孔112与外轴138一起插入细长构件106的内腔中。在一些实施例中,血栓提取导管104的外轴138的直径可便于扩张密封孔112的密封件,使得密封孔112围绕外轴138密封且密封至外轴138。

[0163] 如图23—E中所示,在外轴138已被插入引入护套102的内腔1701中之后,血栓提取导管104的一部分可经由引入护套102插入血管2202中。在一些实施例中,血栓提取导管104的远端132可前进至接近血栓2200的位置和/或前进至血栓2200近侧的位置。在一些实施例

中,血栓提取导管104的插入和/或前进可被监测、具体是通过荧光透视监测。在一些实施例中,可监测血栓提取导管104的一个或若干个不透辐射标记(包括不透辐射标记222)的位置。

[0164] 如图23—F中所示,在血栓提取导管104的一部分已插入血管2202之后,血栓提取导管104的一部分可向远侧前进通过凝块2200。在一些实施例中,该向远侧前进通过凝块2200可顺着或逆着血流方向。在一些实施例中,血栓提取导管104的向远侧前进通过凝块2000的一部分可包含和/或约束血栓提取装置202。在一些实施例中,使血栓提取导管104的一部分向远侧前进通过凝块可包括使血栓提取导管104的一部分前进,直至可通过荧光透视监测且可位于内轴200的远端218处的不透辐射标记222向远侧经过血栓2200和/或血栓2200的一部分为止。

[0165] 如图23—G中所示,在血栓提取导管104的一部分向远侧前进通过凝块2200之后,血栓提取装置202可展开。在一些实施例中,可通过使血栓提取装置202前进超过外轴138的远端204或通过相对于血栓提取装置202缩回外轴138而展开血栓提取装置202,直至血栓提取装置202超过外轴138的远端204为止。在一些实施例中,血栓提取装置可展开使得血栓提取装置202向远侧经过血栓2200和/或向远侧经过血栓2200的期望部分。

[0166] 在一些实施例中,通过使中间轴140相对于外轴138向远侧前进,血栓提取装置前进超过外轴138的远端204。在一些实施例中,中间轴140可向远侧前进,直至锁定特征部146接触匹配特征部148为止,且锁定特征部146可匹配和/或固定于匹配特征部148,以固定中间轴140相对于外轴138的相对位置。

[0167] 在一些实施例中,血栓提取装置202的展开可被监测,具体地,血栓提取装置202的展开可通过荧光透视例如通过不透辐射标记222和位于外护套138的远端204和中间护套140的远端212中的一者或两者处的不透辐射标记来监测。在一些实施例中,血栓提取装置202的展开、具体是血栓提取装置202前进超过外轴138的远端204或相对于血栓提取装置202缩回外轴138可基于包括不透辐射标记(第一不透辐射标记)的外护套138的远端204相对于位于血栓提取装置202上的不透辐射标记222(第二不透辐射标记)的位置而停止。

[0168] 如图23—H中所示,在血栓提取装置202展开之后,血栓提取装置202可完全扩展。在一些实施例中,这可包括允许血栓提取装置202的完全扩展,使得血栓提取装置202接合血管2202的壁2220。在一些实施例中,可通过使柱塞154从第一位置运动至第二位置并将柱塞154固定在第二位置中从而固定内轴200相对于中间轴140的相对位置而使血栓提取装置202可完全扩展。在一些实施例中,柱塞154从第一位置至第二位置的运动将内轴200相对于中间轴140向近侧缩回,从而完全扩展血栓提取装置202的可扩展圆柱形部分208。内轴200相对于中间轴140向近侧缩回还可使止挡件702与环特征部700接合,从而使自扩展取芯元件206完全扩展。在一些实施例中,柱塞154在第二位置中的固定可通过止挡件702与环特征部700的接合而将自扩展取芯元件206和血栓提取装置202固定在完全扩展状态中。

[0169] 现参考图24—A和24—B,示出了图23—G和23—H中所示的步骤的替代实施例。在一些实施例中,这些替代实施例可在包含血栓2200的血管2202的直径减小到小于期望等级在远侧超过血栓2200时实施。在一些实施例中,例如,随着距心脏的距离增加,血管2202的直径可减小。在一些实施例中,该直径可减小至可能不再能使用血栓提取装置202的点。

[0170] 在该实施例中,延伸护套2300、本文中也称为膈护套2300可通过血管2202的壁

2220经皮插入血管2202中,使得延伸护套2300的至少一部分从患者延伸。在一些实施例中,延伸护套2300可在血管直径减小至期望值以下、比如小于1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、8mm、10mm或任何其他或中间值之前在一位置处经皮插入血管2202中。在一些实施例中,延伸护套2300可经由进入部位、比如腠进入部位插入血管2202中。

[0171] 如图24—A中所示,血栓提取装置202可展开。在一些实施例中,可通过使血栓提取装置202前进超过外轴138的远端204并进入延伸护套2300或通过使包含血栓提取装置202的外轴138前进进入延伸护套且接着相对于血栓提取装置202缩回外轴138而展开血栓提取装置202,直至血栓提取装置202超过外轴138的远端204为止。在一些实施例中,血栓提取装置可展开使得血栓提取装置202向远侧经过血栓2200和/或向远侧经过血栓2200的期望部分。在一些实施例中,血栓提取装置的全部或部分可包含在延伸护套2300内。

[0172] 在一些实施例中,血栓提取导管104的外轴138可分离成第一件和第二件。在一些实施例中,该分离可发生在分离点处,分离点可包括例如构造成允许第一件和第二件分离的任何特征。这些特征可包括外轴138中的部分深度狭缝或刻痕、外轴138中的重叠摩擦配合等。在一些实施例中,可分离的外轴138可用于代替延伸护套2300。在这种实施例中,外轴138可在进入点处经由进入部位离开血管2202,使得可分离的部分从血管2202内部延伸至患者体外。在这种实施例中,当血栓提取装置202缩回时,外护套138的分离部分可用作延伸护套2300,且可保持在进入点中。因而,可通过固定外护套138的分离部分的位置并从外护套138的分离部分缩回血栓提取装置202而展开血栓提取装置202。

[0173] 在一些实施例中,通过使中间轴140相对于外轴138向远侧前进,血栓提取装置可前进超过外轴138的远端204。在一些实施例中,中间轴140可向远侧前进,直至锁定特征部146接触匹配特征部148为止。在一些实施例中,锁定特征部146可匹配和/或固定于匹配特征部148,以固定中间轴140相对于外轴138的相对位置。

[0174] 在一些实施例中,血栓提取装置202的展开可通过荧光透视被监测,具体地,血栓提取装置202的展开可通过荧光透视例如通过不透辐射标记222和位于外护套138的远端204和中间护套140的远端212中的一者或两者处的不透辐射标记来监测。在一些实施例中,血栓提取装置202的展开、具体是血栓提取装置202前进超过外轴138的远端204或相对于血栓提取装置202缩回外轴138可基于包括不透辐射标记(第一不透辐射标记)的外护套138的远端204相对于位于血栓提取装置202上的不透辐射标记222(第二不透辐射标记)的位置而卡止。

[0175] 如图24—B中所示,在血栓提取装置202展开之后,血栓提取装置202可完全扩展。在一些实施例中,在血栓提取装置202的全部或部分包含在延伸护套2300中时,血栓提取装置202可完全扩展。在这种实施例中,可通过延伸护套2300防止血栓提取装置202包含在延伸护套中的一部分达到完全扩展。在这种实施例中,随着从延伸护套2300向近侧取回血栓提取装置,血栓提取装置202可达到完全扩展。

[0176] 在一些实施例中,血栓提取装置202的完全扩展可包括允许血栓提取装置202的扩展,使得血栓提取装置202接合血管2202的壁2220。在一些实施例中,可通过使柱塞154从第一位置运动至第二位置并将柱塞154固定在第二位置中从而固定内轴200相对于中间轴140的相对位置而使血栓提取装置202完全扩展。柱塞154从第一位置至第二位置的运动可将内轴200相对于中间轴140向近侧缩回,从而扩展血栓提取装置202的可扩展圆柱形部分208。

在一些实施例中,内轴200相对于中间轴140向近侧缩回还可使止挡件702与环特征部700接合,从而使自扩展取芯元件206完全扩展。在一些实施例中,柱塞154在第二位置中的固定可通过止挡件702与环特征部700的接合而将自扩展取芯元件206和血栓提取装置202固定在完全扩展状态中。

[0177] 在TED 202被全部或整体地包含在延伸护套2300内的一些这种实施例中,TED 202可被缩回,直至自扩展取芯元件206在延伸护套2300外为止,此时,内轴200可与可扩展圆柱形部分208的远端217分离,且柱塞154可从第一位置运动至第二位置,以使自扩展取芯元件206完全扩展。接着,TED 202可进一步缩回,且可通过随着可扩展圆柱形部分208退出延伸护套2300将可扩展圆柱形部分208的远端217逐渐重新联接至内轴200而扩展可扩展圆柱形部分208,直至可扩展圆柱形部分208已完全退出延伸护套2300且完全扩展为止,其中,可扩展圆柱形部分208的远端217重新联接至内轴140。替代地,在一些实施例中,可扩展圆柱形部分208的远端217可保持与内轴140脱开联接,直至可扩展圆柱形部分208已完全退出延伸护套2300为止。一旦可扩展圆柱形部分208已完全退出延伸护套2300,可扩展圆柱形部分208的远端217就可重新联接至内轴200,且可扩展圆柱形部分208可扩展成完全扩展。

[0178] 现参考图25—A至25—H,示出了通过扩展的血栓提取装置202移除血栓2200的过程。在一些实施例中,可通过血栓提取装置202向近侧缩回通过血栓2200并将血栓捕获在血栓提取装置202中而移除血栓2200,血栓提取装置202向近侧缩回可例如沿通过血管2202的血流方向或反向于通过血管2202的血流方向。在一些实施例中,血栓提取装置202向近侧缩回通过血栓2200可导致血栓2200的远端2206的捕获发生在血栓2200的近端2204的捕获之前。

[0179] 在一些实施例中,血栓提取装置202向近侧缩回可导致通过例如自扩展取芯元件206和/或支架部分从血管2202的壁2220分离和/或取芯至少一部分血栓2200,并将血栓2200的该分离部分捕获在可扩展圆柱形部分208内。在一些实施例中,可扩展圆柱形部分208可由编织丝网状结构形成,编织丝网状结构可例如为网络状丝网状结构。在一些实施例中,血栓的一部分可通过经由自扩展取芯元件206的口部414和/或经由自扩展取芯元件206的一个或若干个空隙404进入可扩展圆柱形部分208而被捕获在可扩展圆柱形部分208内。

[0180] 如图25—A中所见,通过血栓提取装置202的向近侧缩回,由自扩展取芯元件206从血管2202的壁2220分离和/或取芯血栓2200的远端2206。如图25—B中所见,通过血栓提取装置通过血栓2200继续向近侧缩回,血栓2200的远端2206被捕获在血栓提取装置的可扩展圆柱形部分208中。在图25—C、25—D和25—E中示出了通过血栓提取装置202继续向近侧缩回,血栓2200的其他部分的分离和捕获和/或取芯和捕获。如图25—E中所见,随着血栓提取装置202朝向自扩展漏斗1708向近侧缩回,血栓2200的近端2204被取芯和捕获。

[0181] 在一些实施例中,如图25—F中所见,血栓提取装置202可向近侧缩回,直至自扩展取芯元件206的一部分被包含在自扩展漏斗1708内为止,具体是直至自扩展取芯元件206的口部414被包含在自扩展漏斗1708内为止。在一些实施例中,可通过荧光透视来验证口部414包含在自扩展漏斗1708内。在一些实施例中,基于包括不透辐射标记2450和/或不透辐射标记222的中间轴140的远端212相对于引入护套102的细长构件106的包括不透辐射标记2452的远端110的对齐/相对定位,可通过荧光透视监测确定口部414整体地包含在自扩展漏斗1708内。

[0182] 当自扩展取芯元件206的一部分包含在自扩展漏斗1708内时、或具体是当自扩展取芯元件206的口部414被整体地包含在自扩展漏斗1708内时,柱塞154可从第二位置解锁,且可从第二位置运动至第一位置,从而使血栓提取装置202从扩展构造运动至非扩展构造。在一些实施例中,柱塞154从第二位置的解锁可使内轴200相对于中间轴140解锁和/或分开,且使柱塞154从第二位置运动至第一位置可引起内轴200相对于中间轴140向远侧前进。

[0183] 在一些实施例中,通过在从患者体内撤回血栓提取装置202之前使血栓提取装置202从扩展构造运动至非扩展构造,血栓提取装置202可塌缩,从而压缩由血栓提取装置202所捕获的血栓2200。在一些实施例中,血栓2200被血栓提取装置202压缩可固定血栓在血栓提取装置202内的位置,在一些实施例中,这通过多个周向凹陷部1000中的一个或若干个与血栓2200的接合来实现。

[0184] 如图25—G中所示,在血栓提取装置202已塌缩之后,血栓提取装置202可向近侧缩回通过自扩展漏斗1708进入细长构件106中。在一些实施例中,血栓提取装置202的塌缩和/或血栓提取装置202缩回进入自扩展漏斗1708和/或细长构件中可导致血栓2200的全部或部分通过血栓提取装置202的可扩展圆柱形部分208的孔挤出,这些孔例如包括第一组多个孔904和/或第二组多个孔906中的一些或全部。在一些实施例中,血栓2200的全部或部分可通过第二组多个孔906中的一些或全部挤出,第二组多个孔906可大于第一组多个孔904。在一些实施例中,第二组多个孔906中的孔的尺寸可足够小,使得血栓2200被挤出通过孔的任何血栓部分足够小而几乎不或不具有临床意义。在一些实施例中,血栓2200的这些被挤出的全部或部分可被自扩展漏斗1708捕获。

[0185] 如图25—H中所示,血栓提取装置202可继续向近侧缩回,直至血栓提取装置202和所捕获的血栓2200被完全包含在细长构件106内为止。在一些实施例中,密封扩张器170可插入密封孔112中,且接着血栓提取装置202和被捕获的血栓2200可从患者体内且从细长构件106经由密封扩张器170中的密封孔112撤回或移除。在一些实施例中,接着,由自扩展漏斗1708所捕获的血栓可被引导入细长构件106中、具体是进入细长构件106的内腔1701中,或被自扩展漏斗1708进一步压缩和/或破碎,并接着被允许穿过自扩展漏斗1708且特别是通过自扩展漏斗1708的网状件。在一些实施例中,该血栓可通过细长构件106的内腔1701和抽出物端口114被抽出。在一些实施例中,血栓经由抽出物端口114的抽出可包括打开抽出物阀118。在被自扩展漏斗1708捕获的血栓被抽出之后,引入护套102可从患者体内移除。

[0186] 现参考图26—28,示出了用于通至血栓2200的引入技术。在一些实施例中,由于通至血栓的路径中的血管的较大尺寸,这些引入技术可允许使用较大尺寸的引入护套102。在一些实施例中,由于在一些实施例中,引入护套102的内腔1701的尺寸可随着引入护套102的尺寸增加而增加,故而引入护套102的该较大尺寸可便于通过引入护套102移除血栓。此外,在一些实施例中,较大尺寸的引入护套102的使用可允许移除较大的血栓。在一些实施例中,血栓提取系统100的部件的长度、特别是引入护套102和血栓提取导管104的长度可基于所选用于通至血栓的技术和/或基于血栓的定位而变化。

[0187] 如图26中所见,引入护套102可经由颈内进入部位2500插入患者体内。引入护套102可从颈内进入部位2500延伸至展开位置2502,展开位置2502可在血栓2200近侧。在引入护套102包括自扩展漏斗1708的实施例中,自扩展漏斗1708可在展开位置2502处展开。在图26中所示的实施例中,引入护套可从颈内进入部位2500延伸通过上腔静脉和下腔静脉,至

一个髂总静脉中的展开位置2502。在一些实施例中,展开位置2502可位于例如下腔静脉中、髂静脉、股静脉、腘静脉中的一个中、在髂骨弓之前或超过髂骨弓、或接近血栓2200和/或在血栓2200近侧的任何其他位置。在一些实施例中,使用颈内进入部位2500可允许细长构件106的较大直径。

[0188] 如图27中所见,在一些实施例中,颈内进入部位2500的使用可与延伸护套2300的使用结合,延伸护套2300可在腘进入部位2600处插入血管2202中。在一些这种实施例中,血栓提取装置可整体地或部分地离开患者身体,而在缩回通过血栓2200之前被包含在延伸护套2300中。

[0189] 如图28中所见,在一些实施例中,引入护套可被插入患者体内,经由髂总静脉进入连接至包含血栓的血管2202的进入部位。在图28中所示的具体实施例中,这可通过经由股进入部位2700插入患者体内而实现。在一些实施例中,使用经由髂总静脉连接至血管2202的进入部位、特别是使用股进入部位2700可与使用延伸护套2300结合,延伸护套2300可在腘进入部位2600处插入血管2202中。在一些这种实施例中,血栓提取装置可整体地或部分地离开患者身体,而在缩回通过血栓2200之前被包含在延伸护套2300中。

[0190] 其他变型在本发明的精神范围内。因而,附图中示出并已在本文中详细描述了本发明特定的示意性实施例,而本发明可有各种修改和替代的构造。然而,应理解,并不意于将本发明限制成特定形式或所公开的形式,而是相反地,所意于的是要覆盖落入如在所附权利要求中限定的本发明的精神和范围内的所有修改、替代构造和等同形式。

[0191] 在以上描述中,描述了本发明的各种实施例。为了说明,提出了特定的构造和细节,以提供对实施例的透彻理解。然而,对于本领域技术人员将显而易见的是,本发明也可不借助这些特定的细节来实践。此外,熟知的特征可能被省略或简化,以不使所描述的实施例变得晦涩。

[0192] 在描述本发明的上下文中(特别是在以下权利要求的上下文中),术语“一”和“一个”和“这个”和类似的指示词的使用要被理解成覆盖单数和复数,除非在本文中有另外指示或与上下文明显矛盾。除非另外指出,术语“包括”、“有”、“具有”和“包含”要被理解为开放性术语(即,表示“包括但不限于”)。即使有物体插入其间,术语“连接的”也要被理解为部分地或全部地包含在“附连至”或“连结在一起”内。除非本文中另外指明,本文中对数值范围的列举仅意于作为单独地指代落入该范围内的每个独立值的速记方法,且每个独立值就如其在本文中被单独地列举那样被纳入申请文件中。除非本文中另外指明或与上下文明显矛盾,本文中描述的所有方法可能以任何合适的次序执行。除非另有声明,本文中任意和全部示例或示例性语言(例如,“诸如”)的使用仅意于更好地阐明本发明的实施例而不造成对本发明范围的限制。申请文件中的全部语言都不应被理解为表示任何非要求的元件对于本发明的实践而言是必要的。

[0193] 本文中描述了本发明的优选实施例,包括发明人已知的用于执行本发明的最佳模式。在阅读前述描述之后,这些优选实施例的变型可变得对本领域技术人员而言显而易见。发明人希望技术人员合适地采用这些变型,且发明人预期本发明以不同于本文中所具体描述的那样被实践。由此,本发明包括为所适用的法律所允许的所附权利要求中记述的主题的所有修改和等同形式。此外,除非本文中另外指明或与上下文明显矛盾,本发明涵盖了上述元件以所有可能变型的任意组合。

[0194] 本文中所引用的所有参考文献,包括公开物、专利申请和专利在此通过参考被纳入,就像每份参考文献被单独且特别地指明为通过引用被纳入那样且在本文中提出了其全部内容。

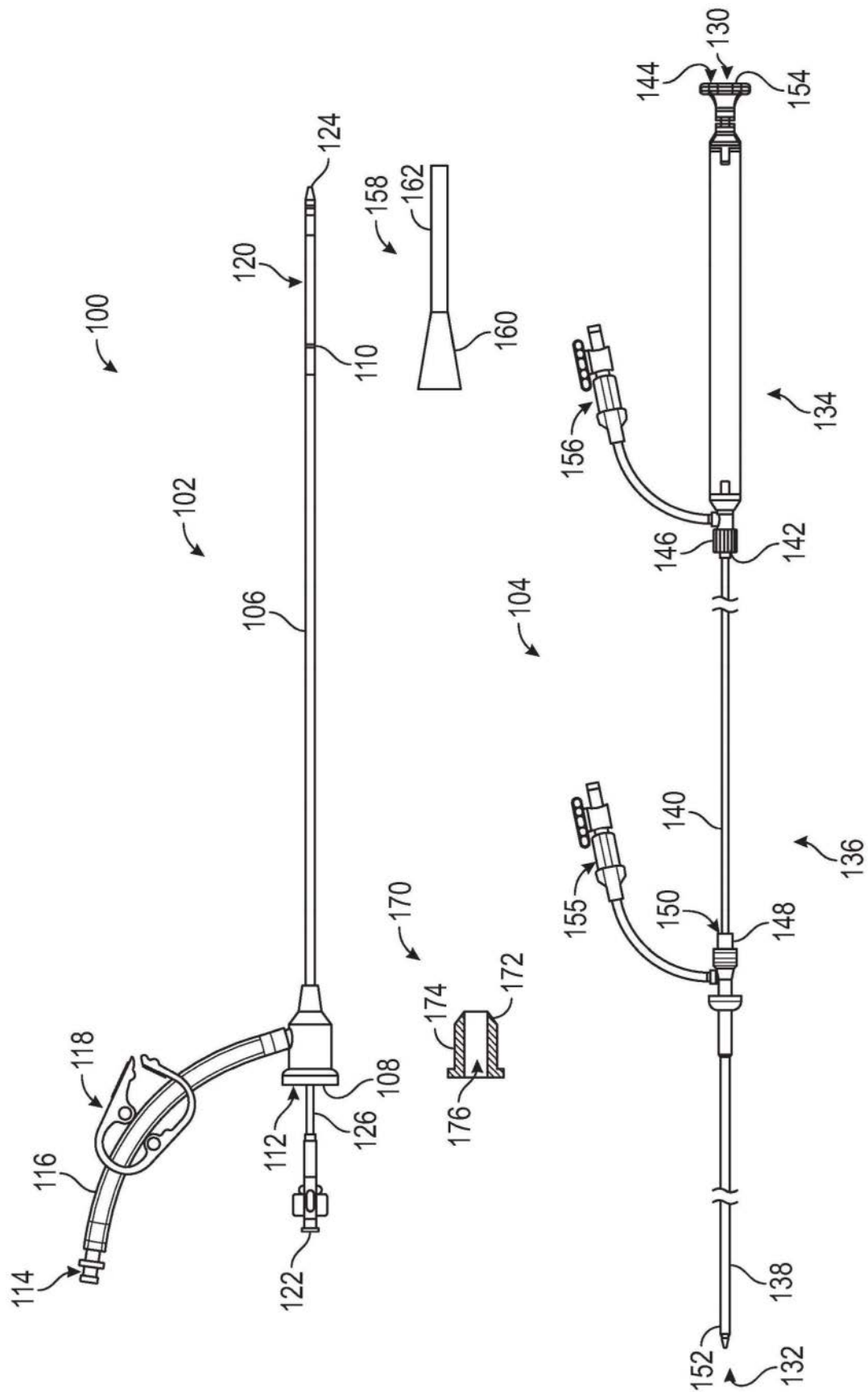


图1

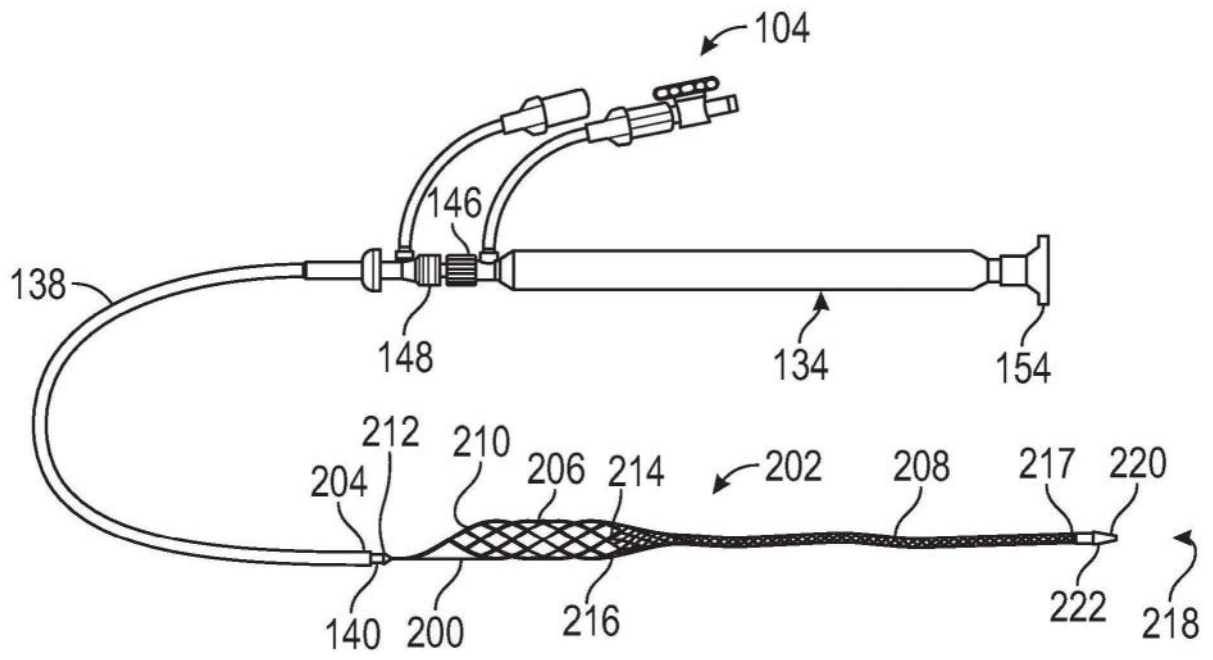


图2

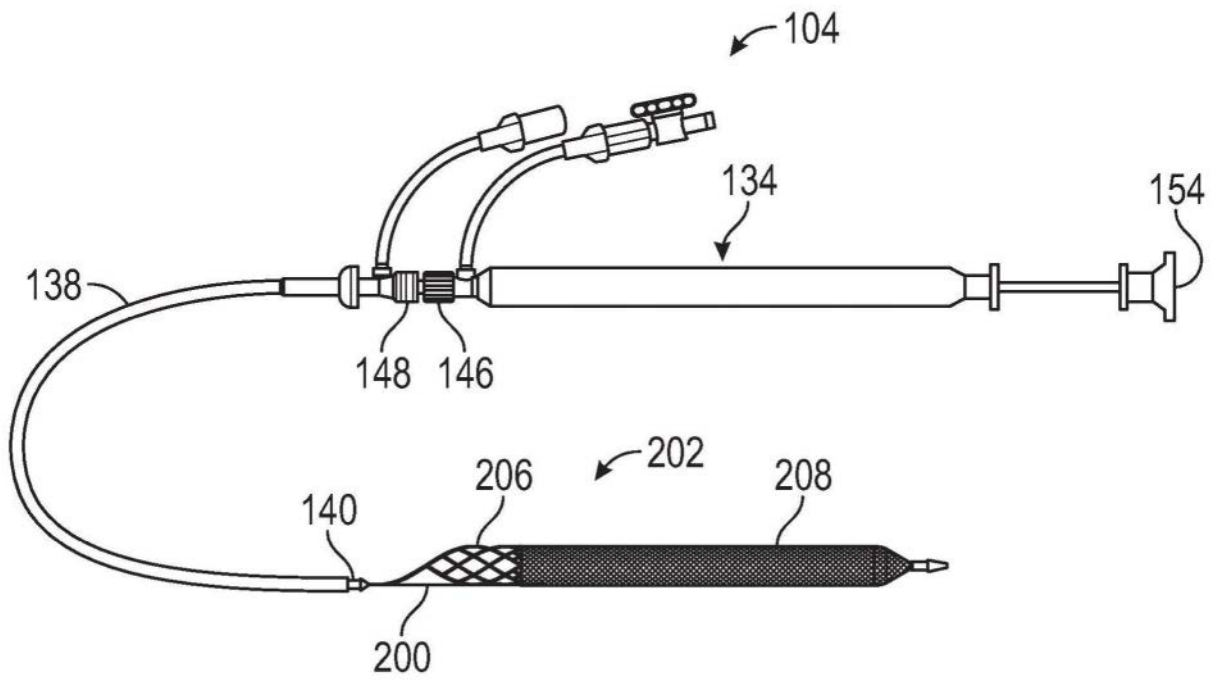


图3

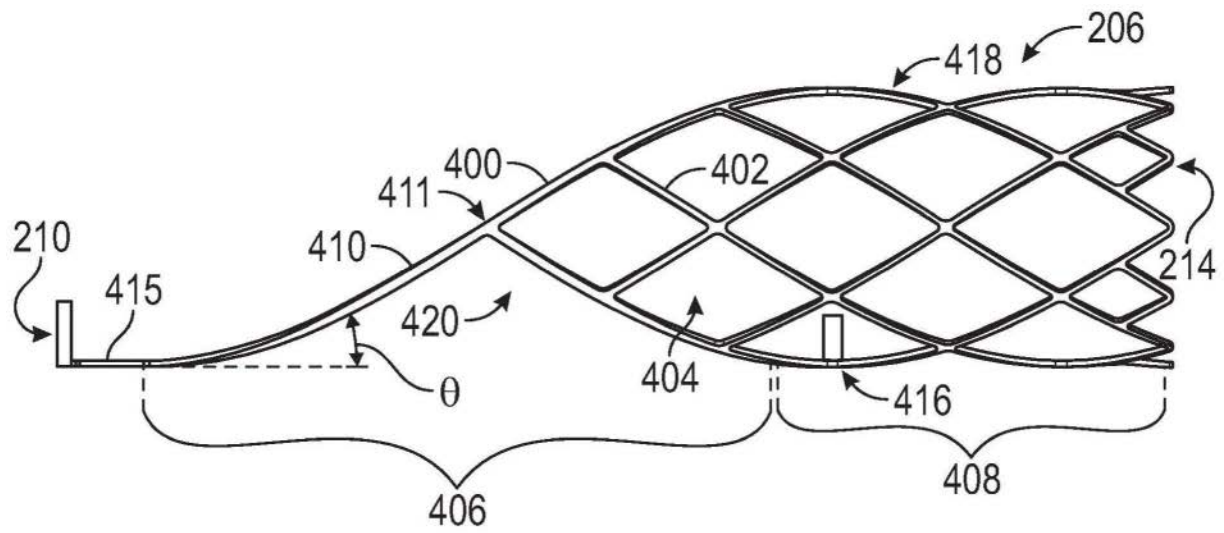


图4

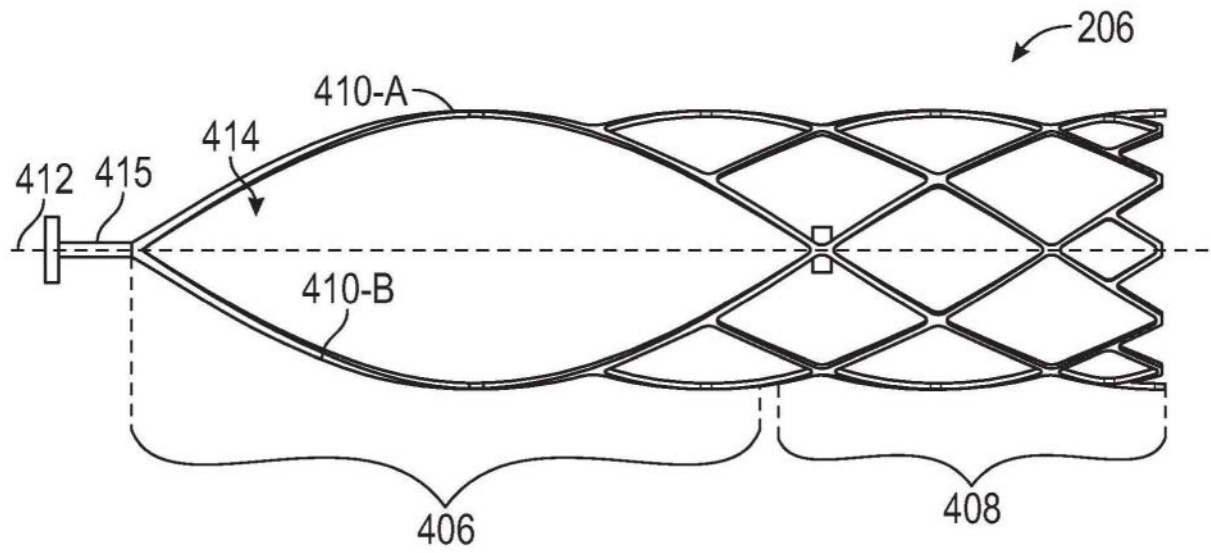


图5

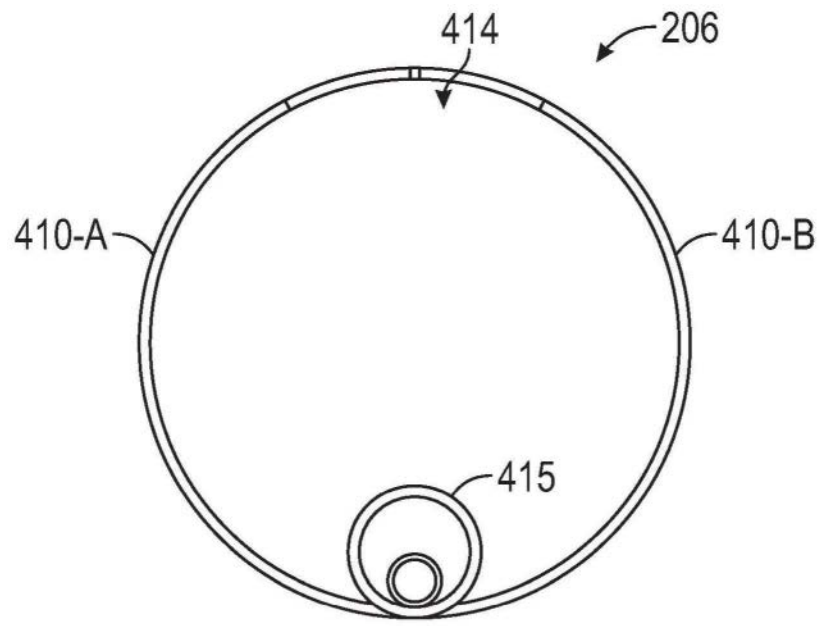


图6

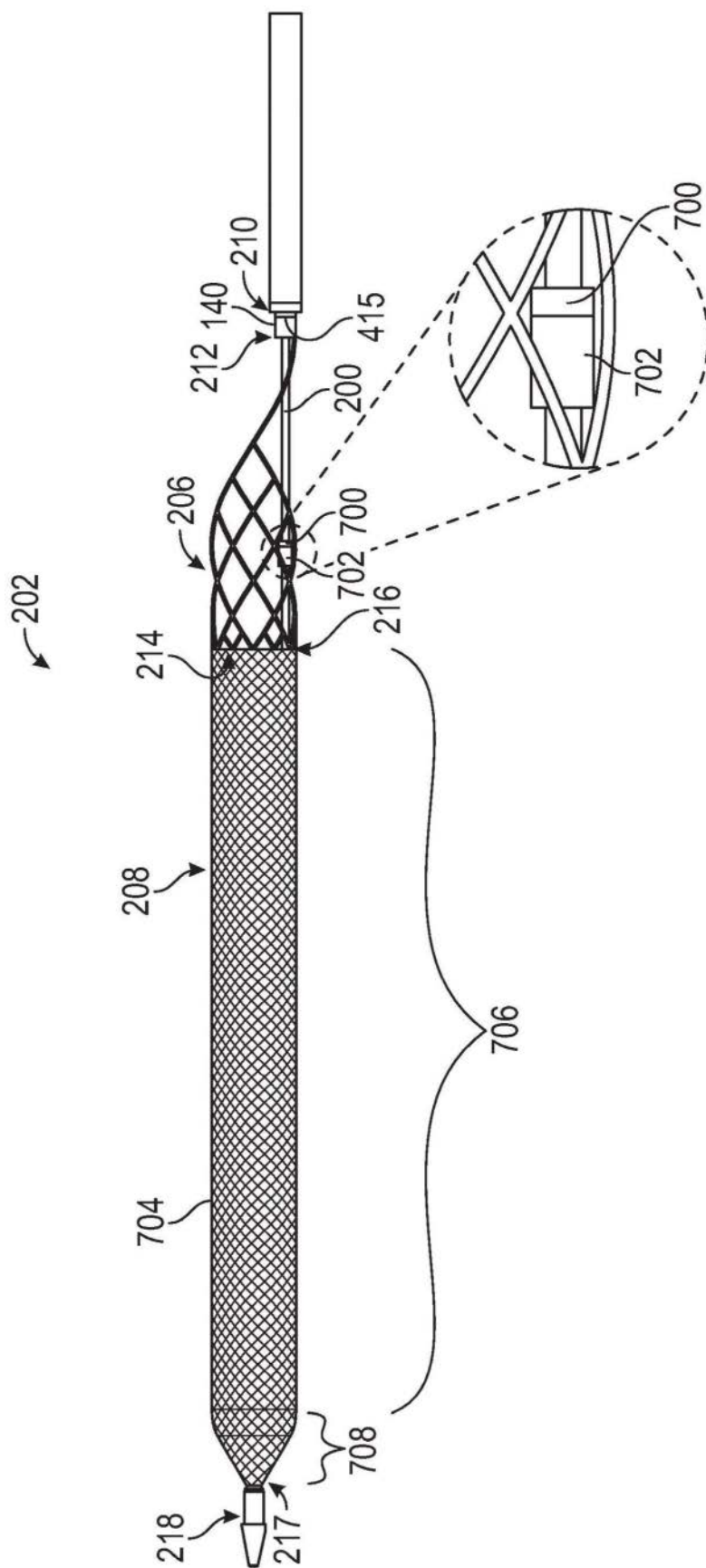


图7

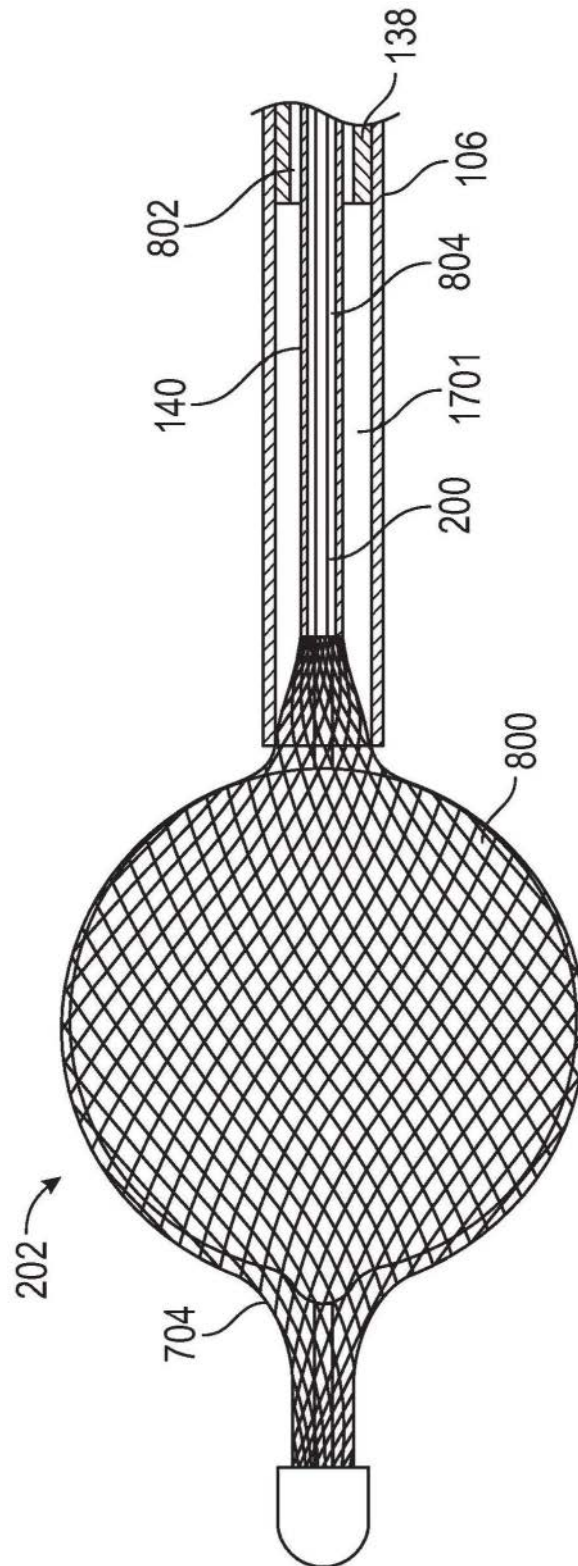


图8

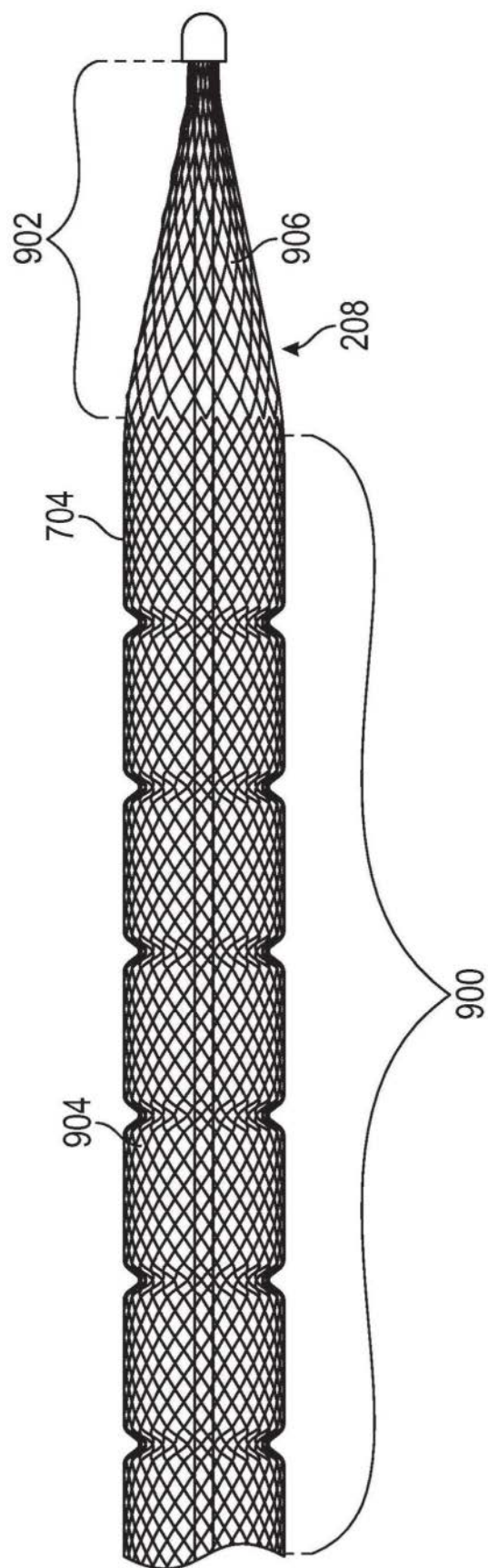


图9

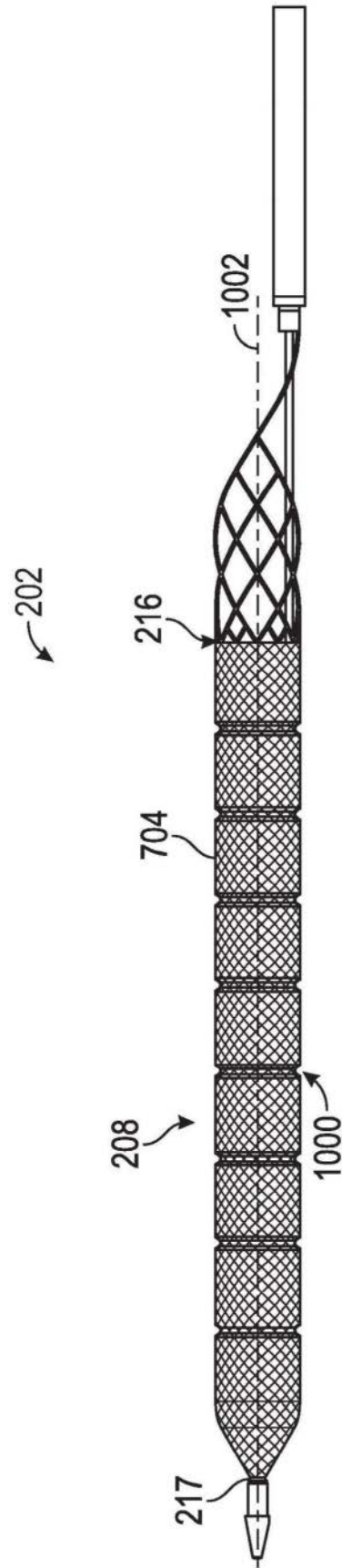


图10

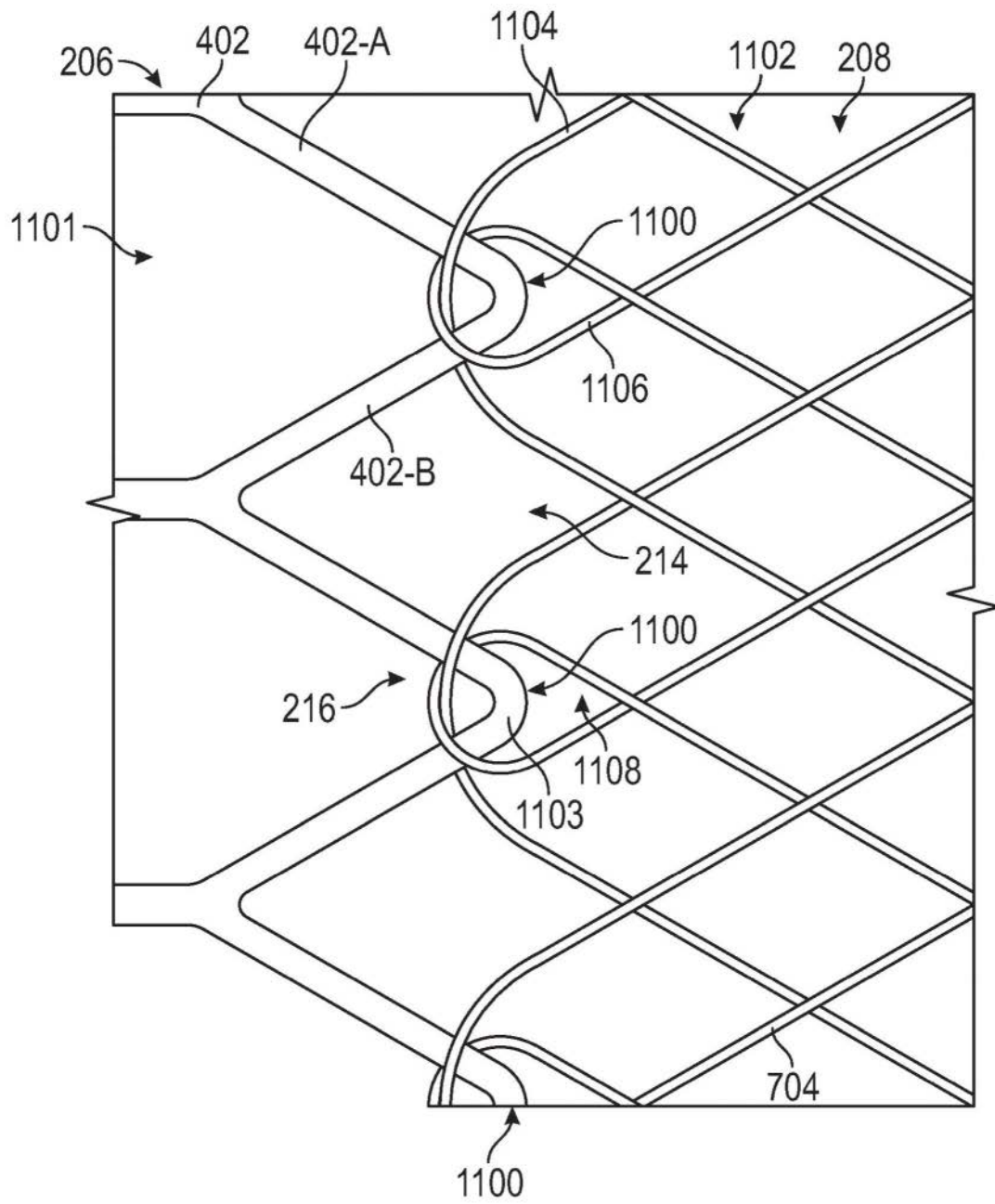


图11

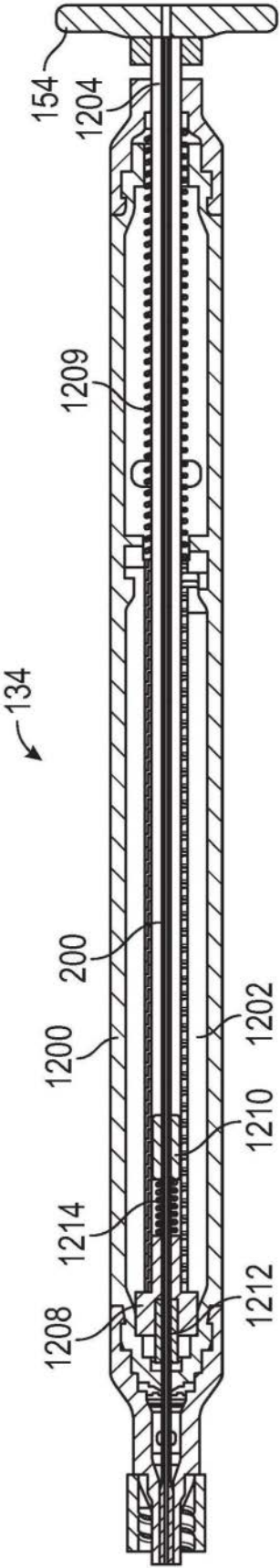


图12

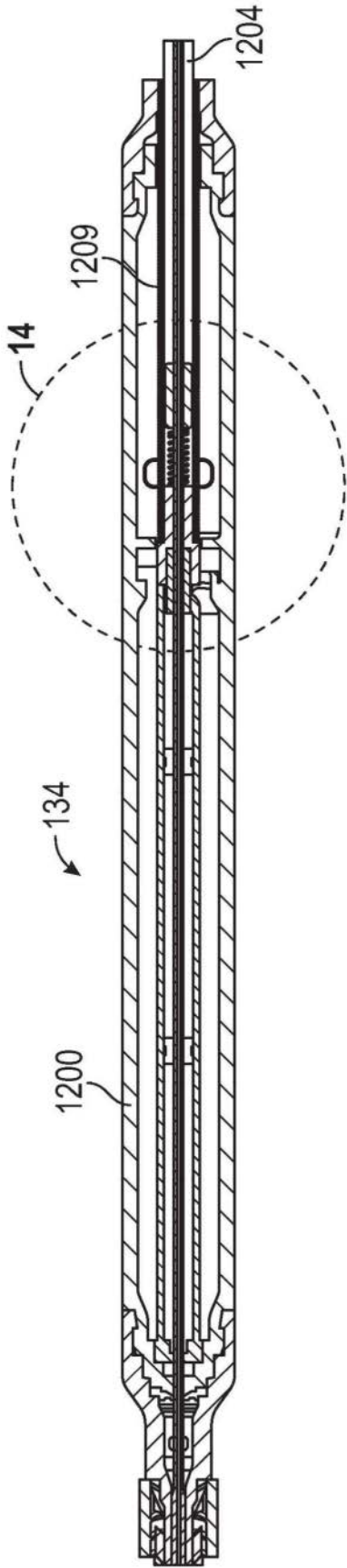


图13

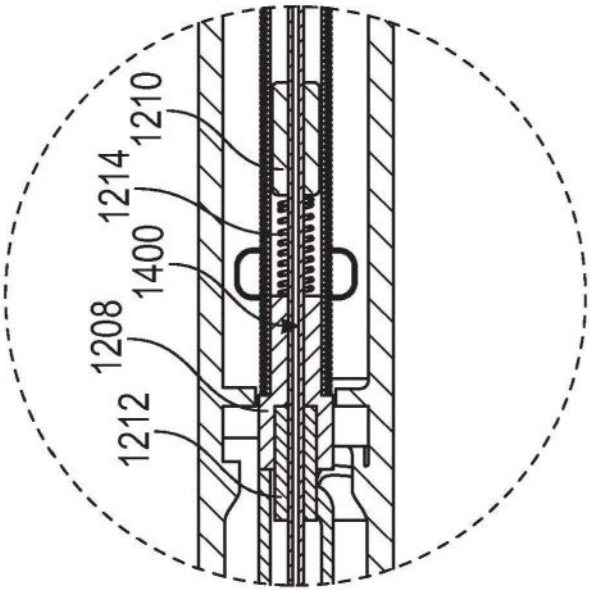


图14

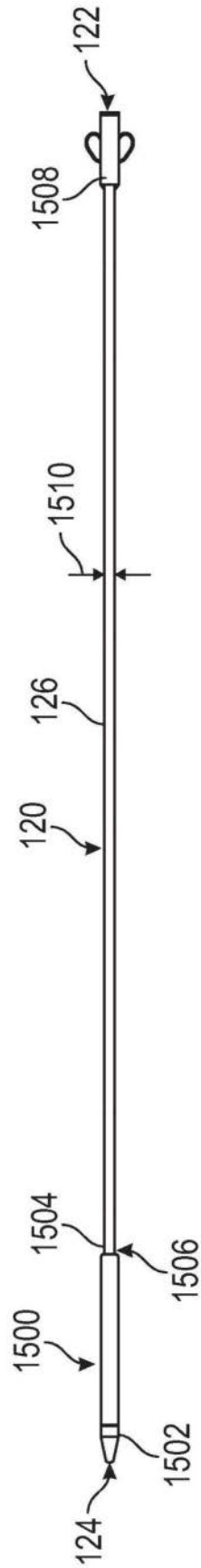


图15

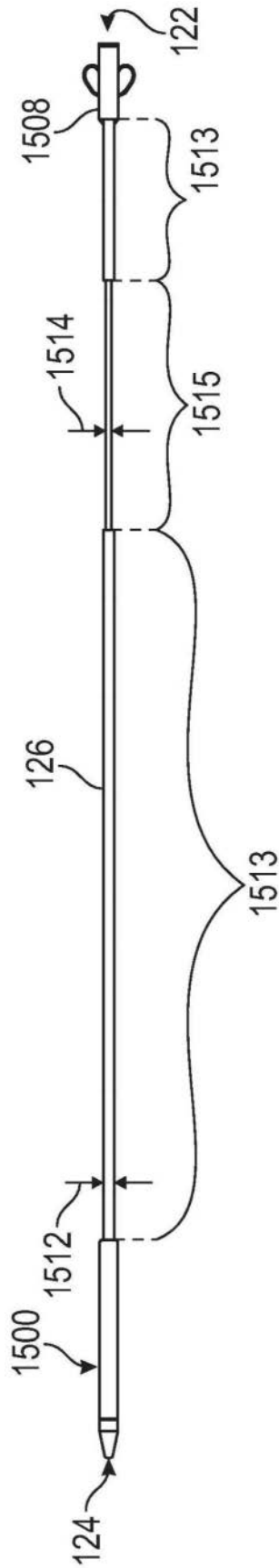


图16

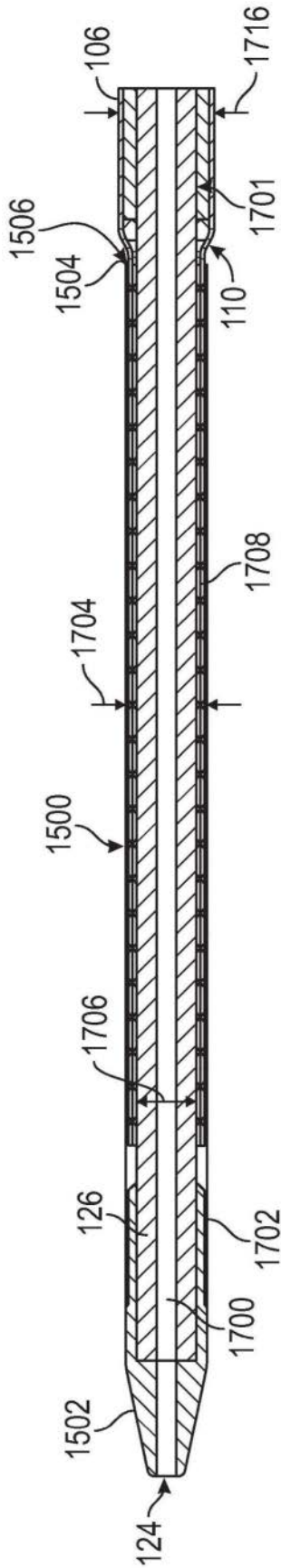


图17

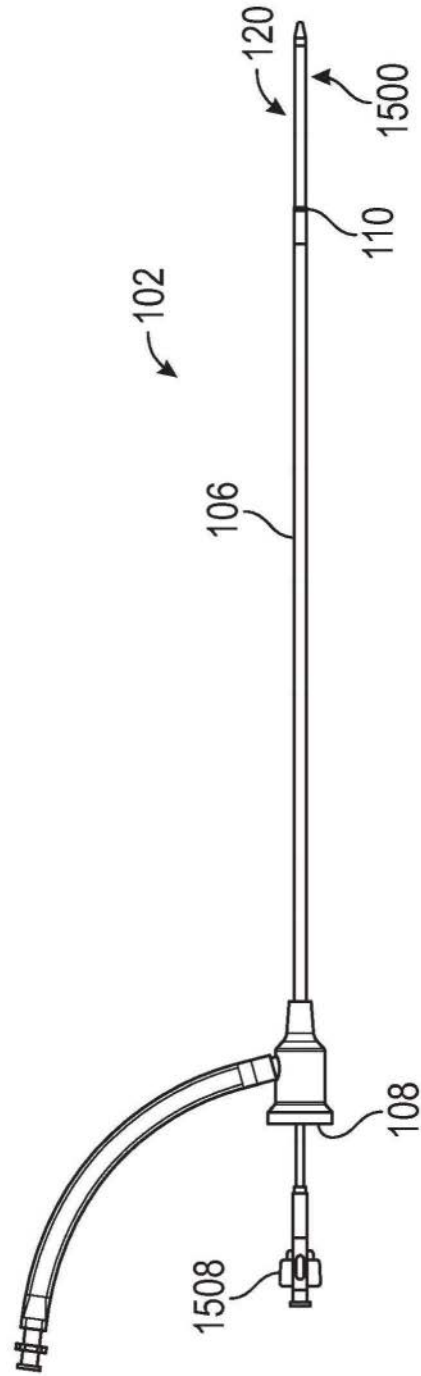
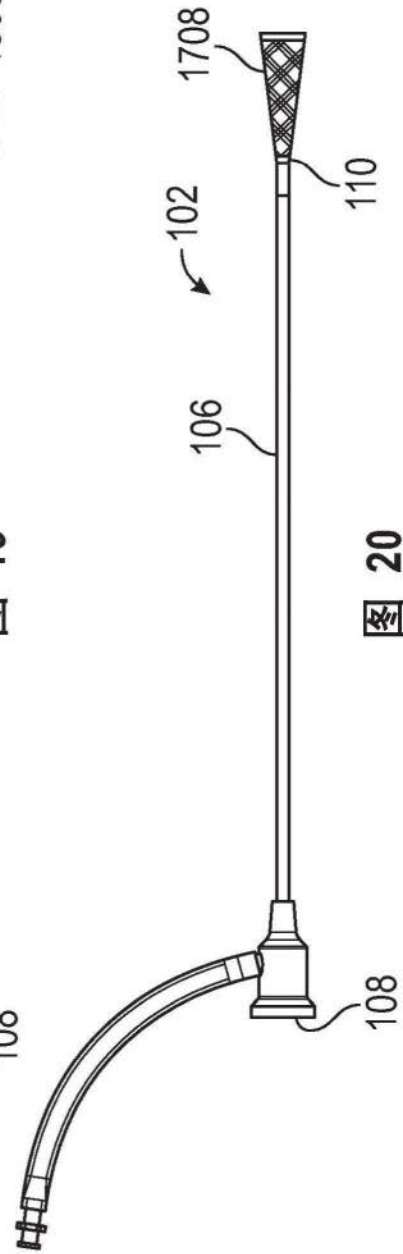
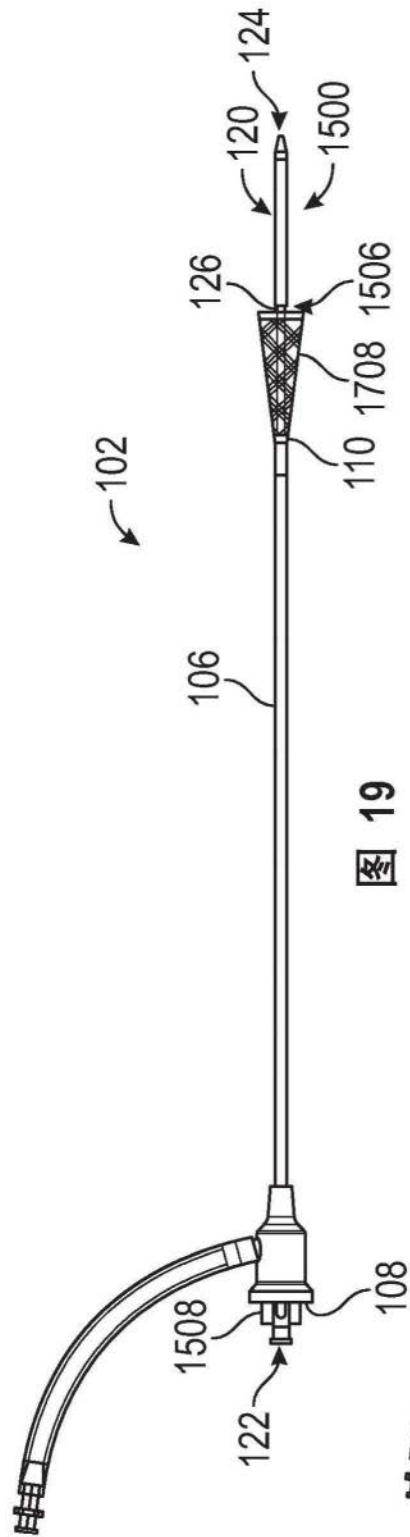


图18



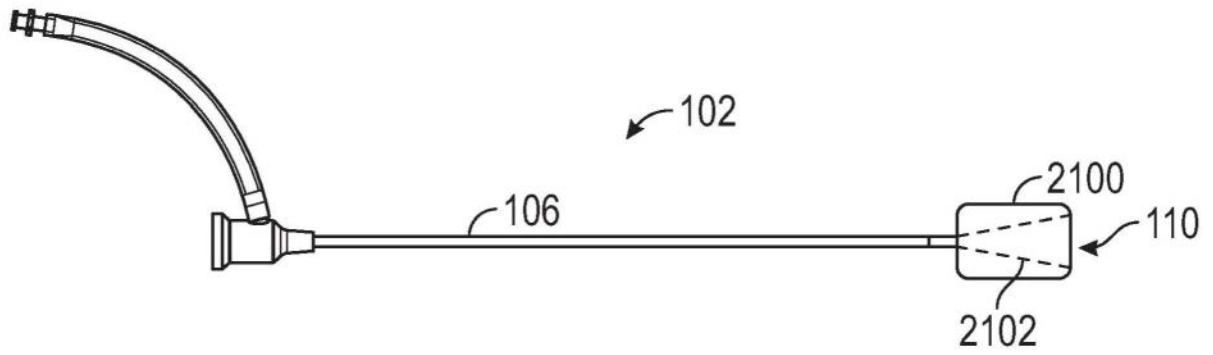


图21

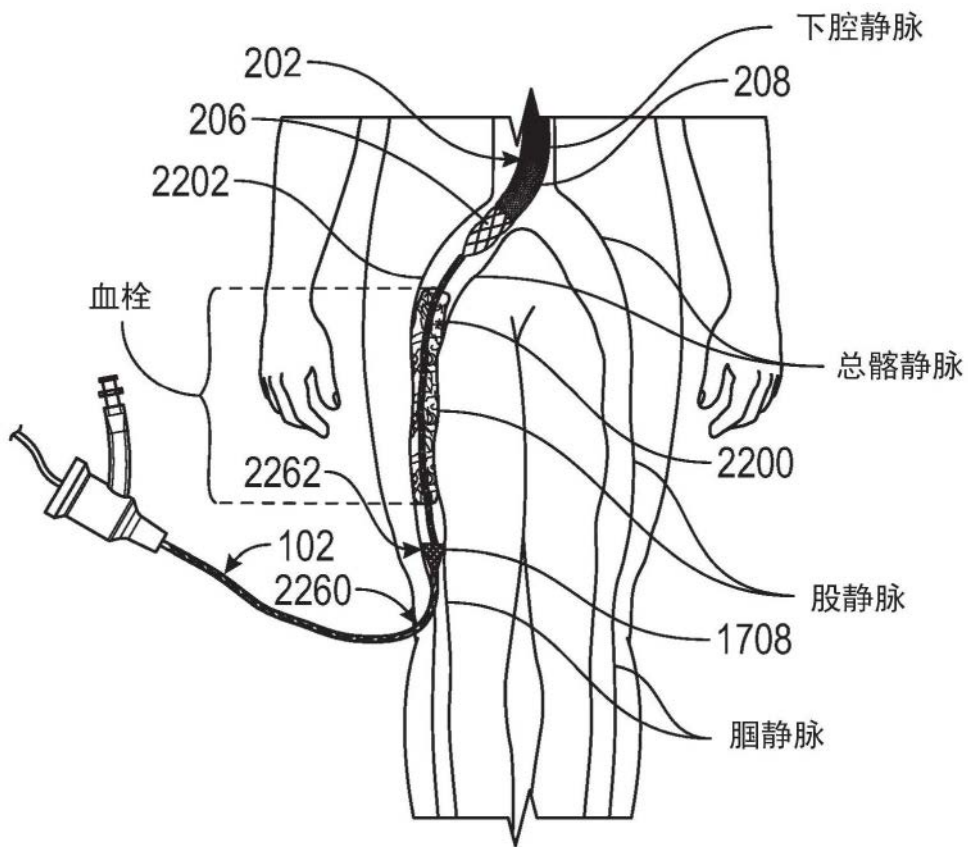


图22

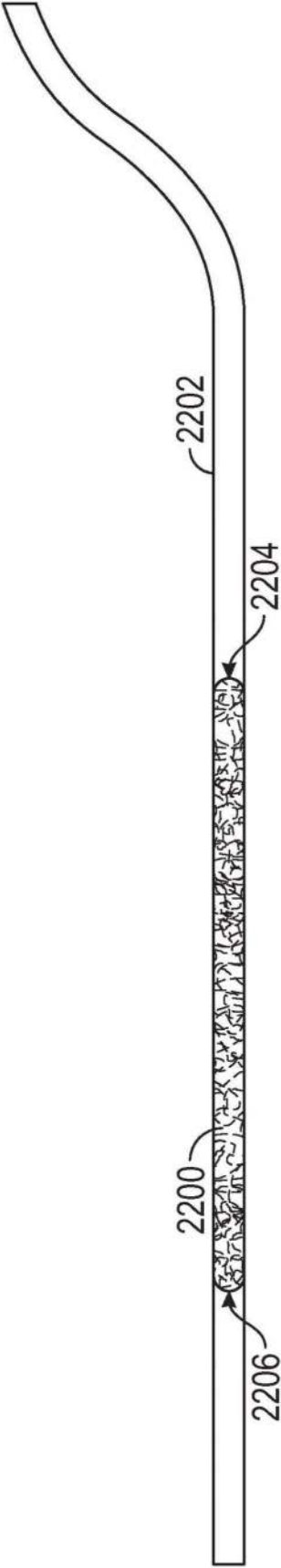


图23-A

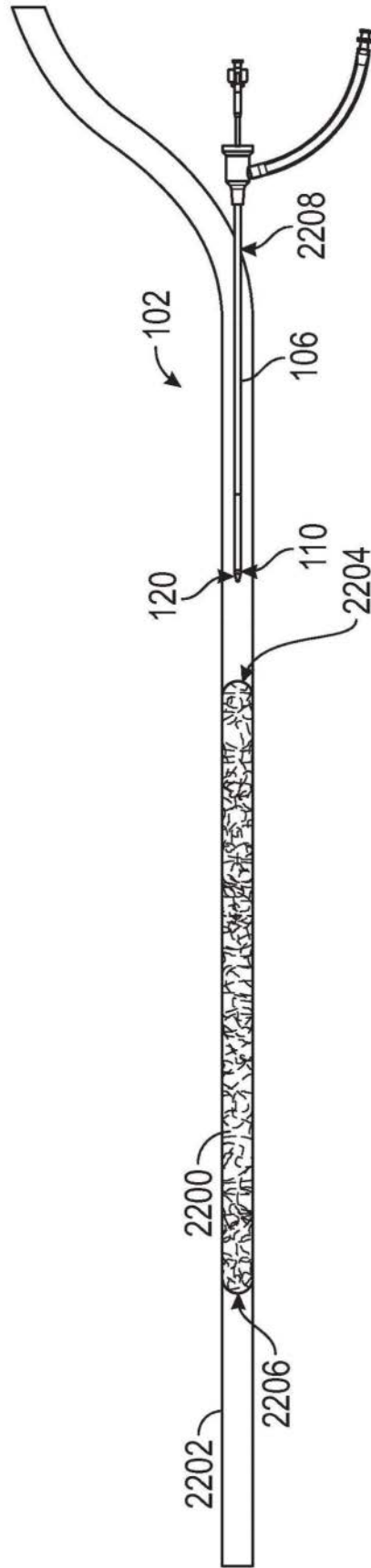


图23-B

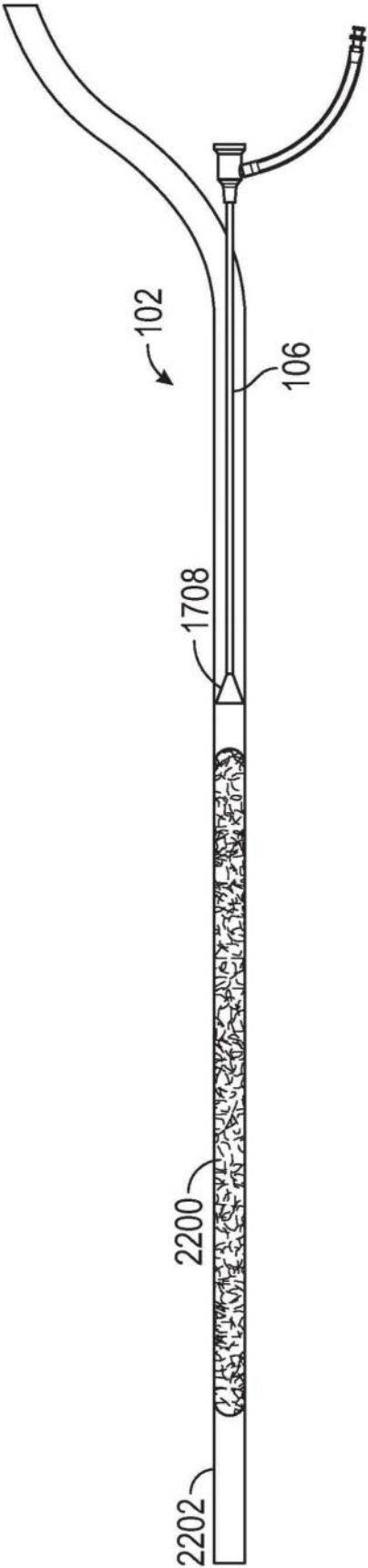


图23-C

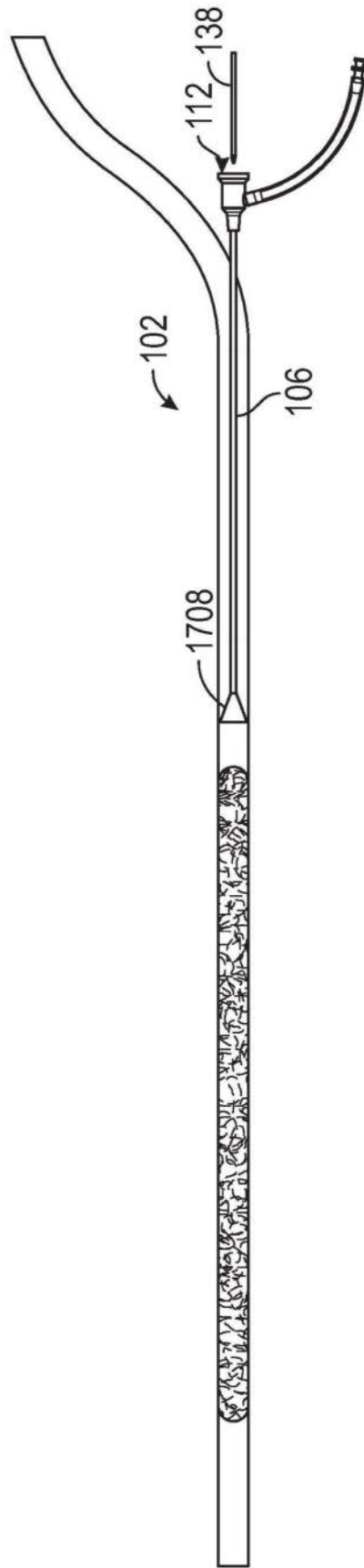


图23-D

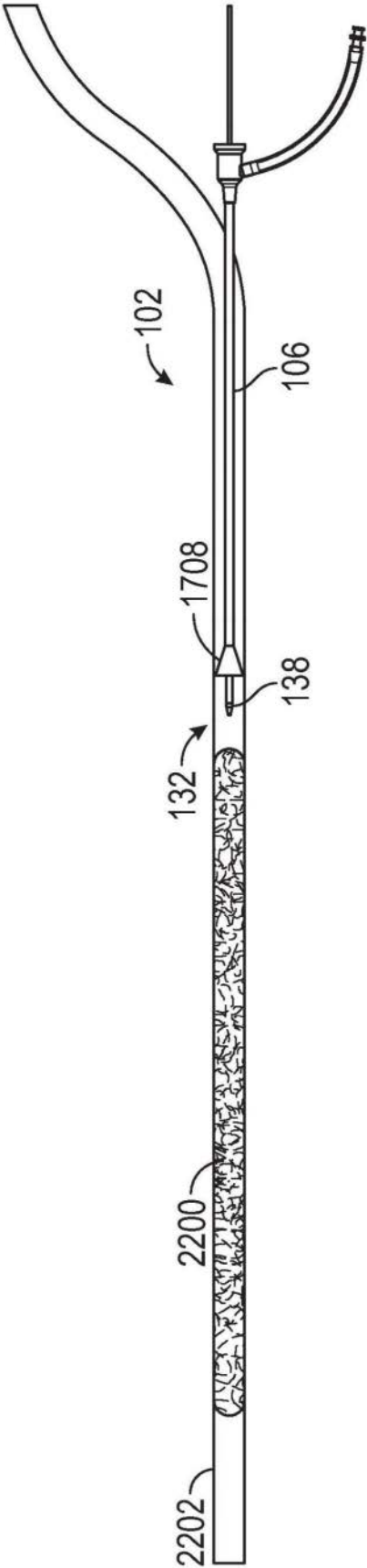


图23-E

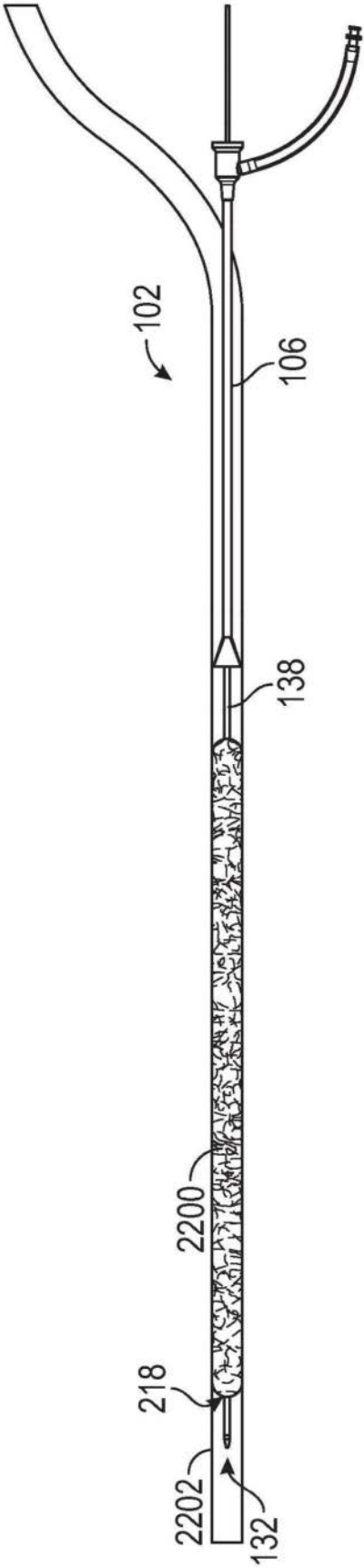


图23-F

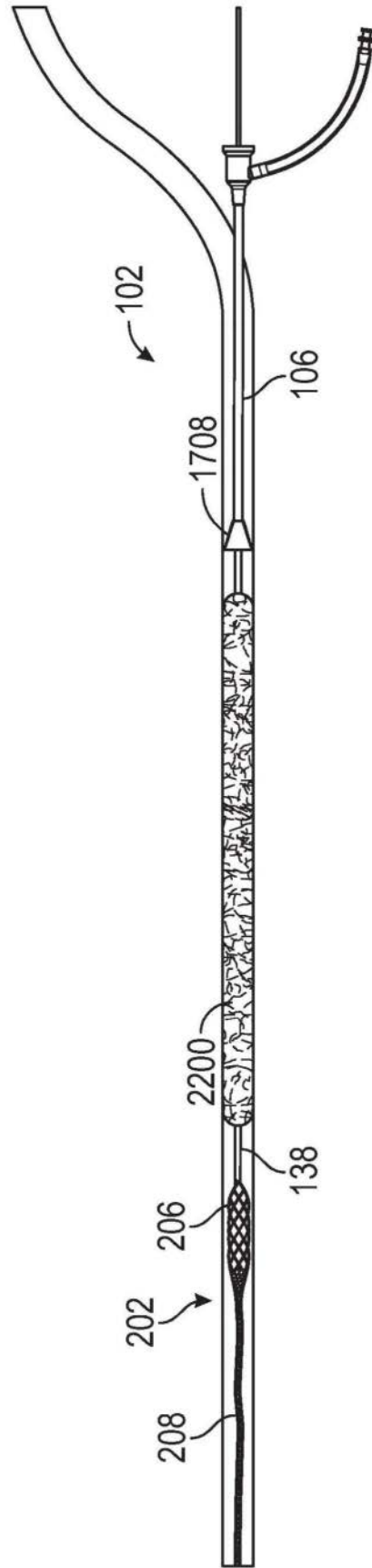


图23-G

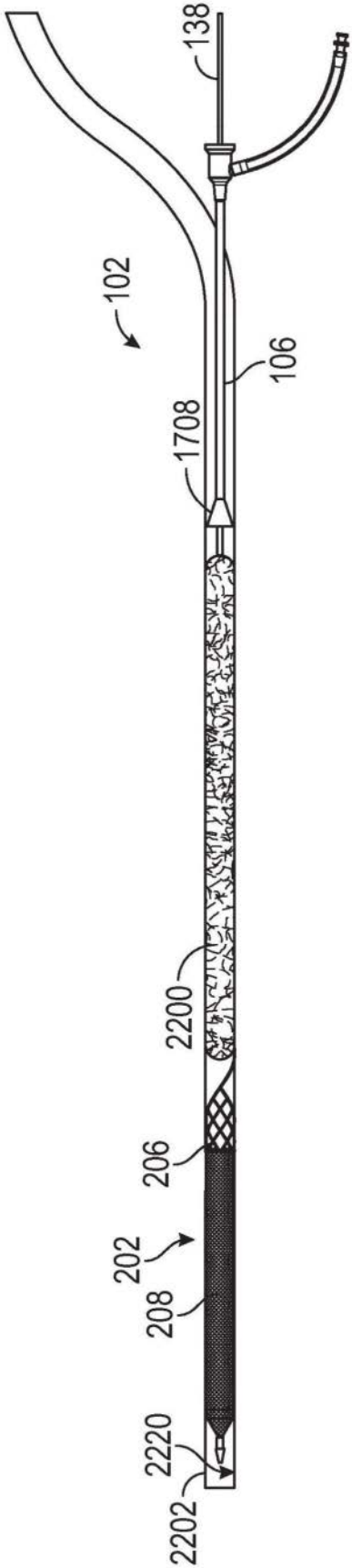


图23-H

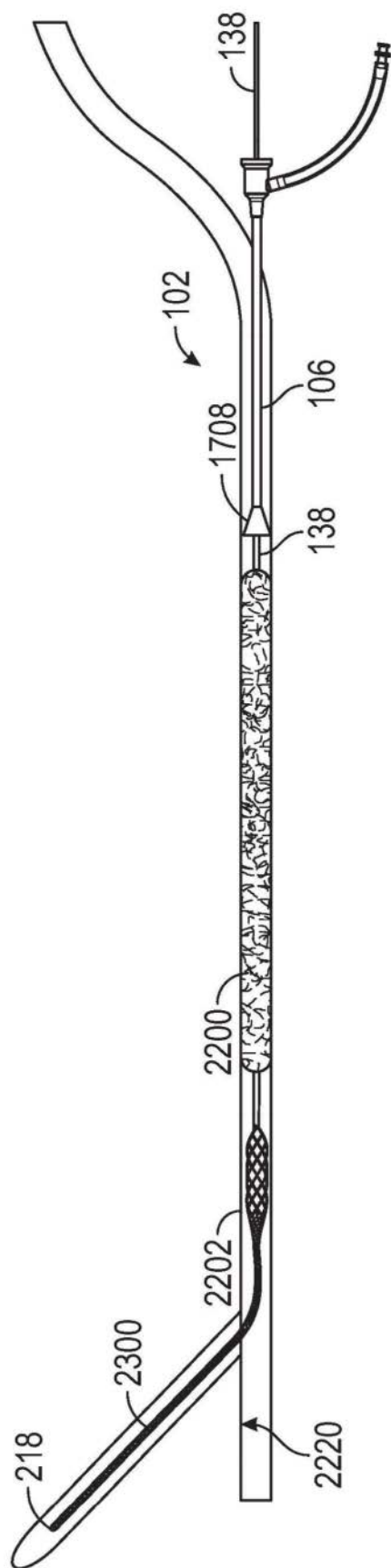


图24-A

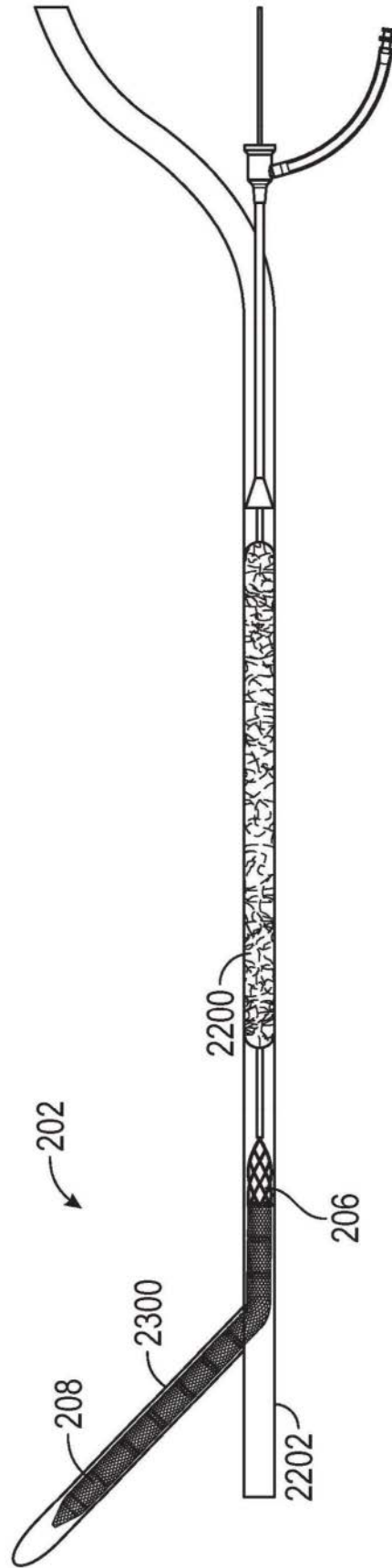


图24-B

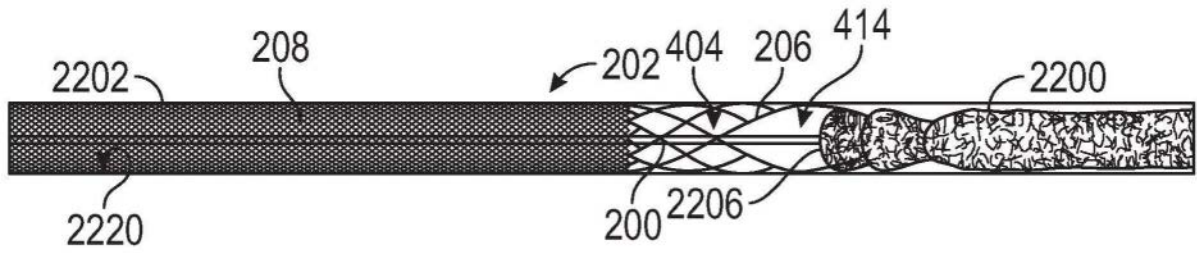


图25-A

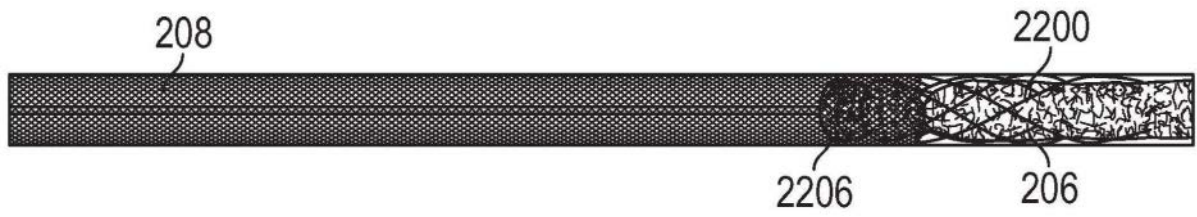


图25-B

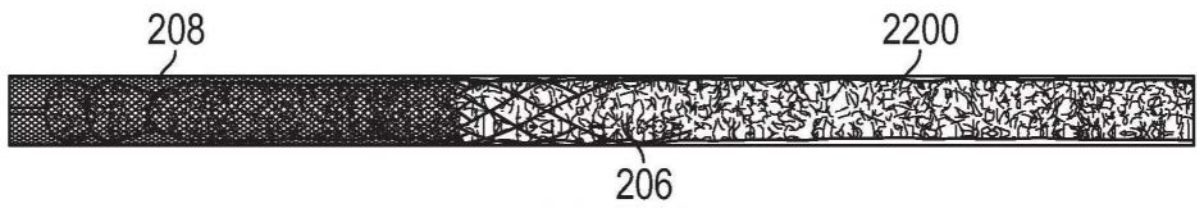


图25-C



图25-D

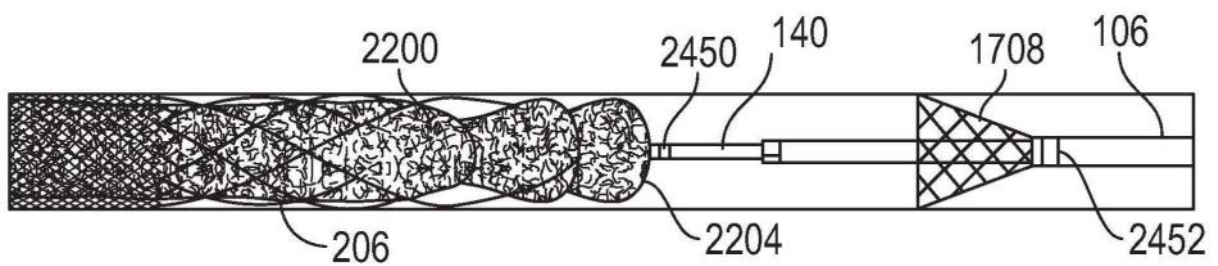


图25-E

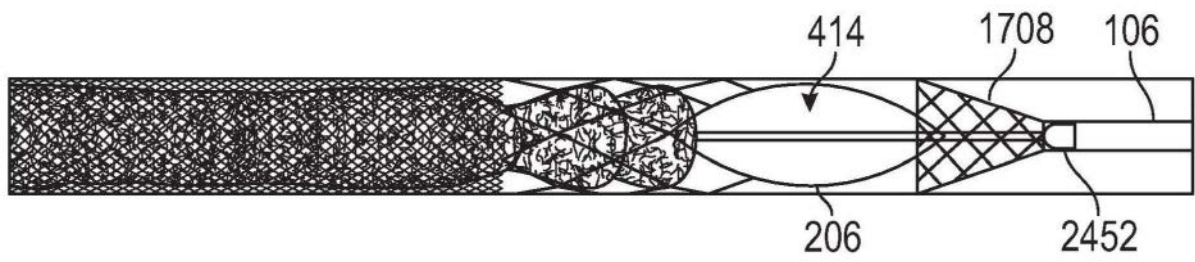


图25-F

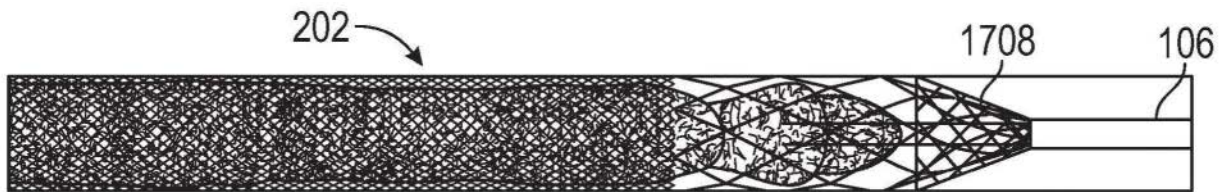


图25-G



图25-H

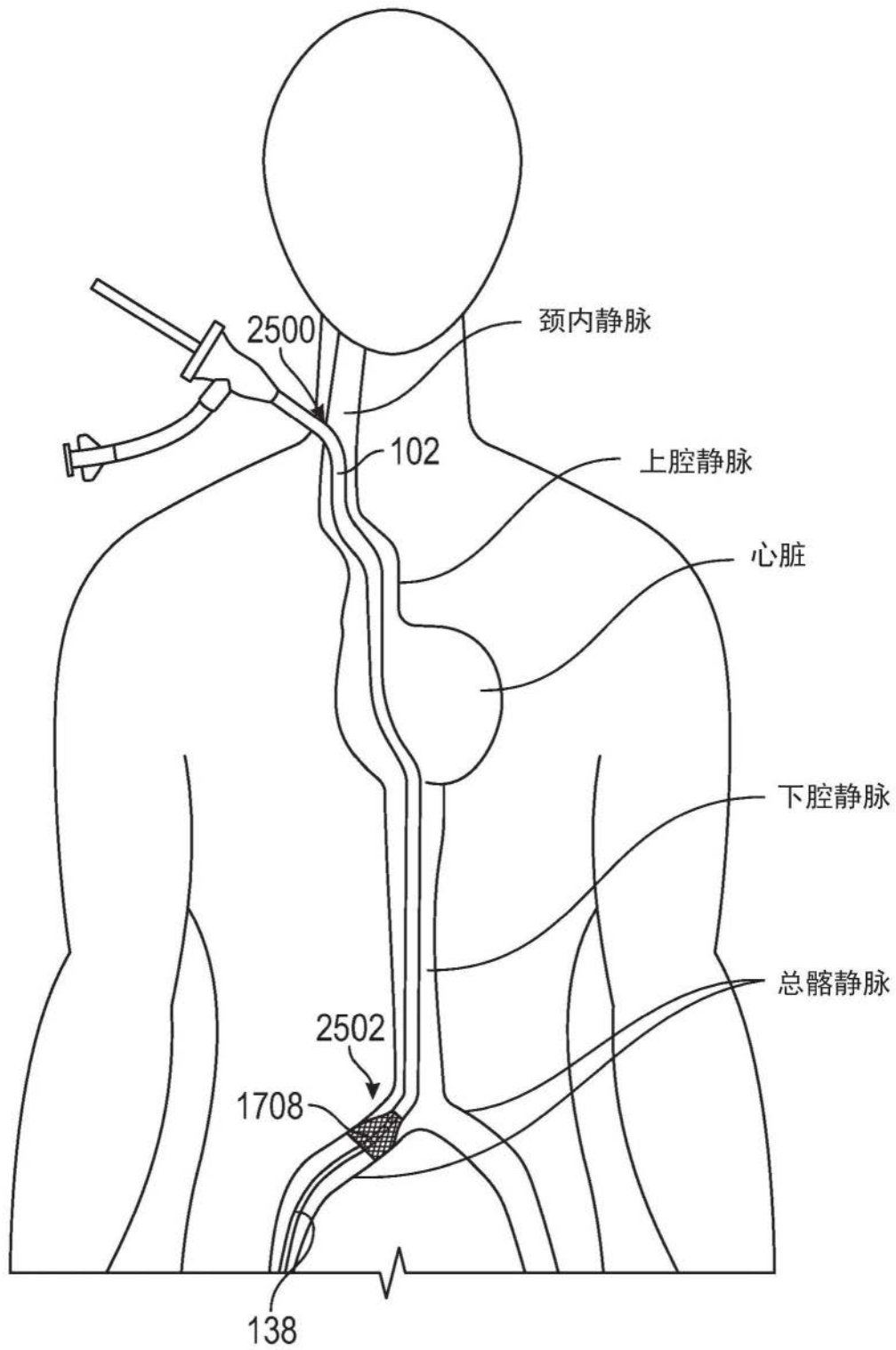


图26

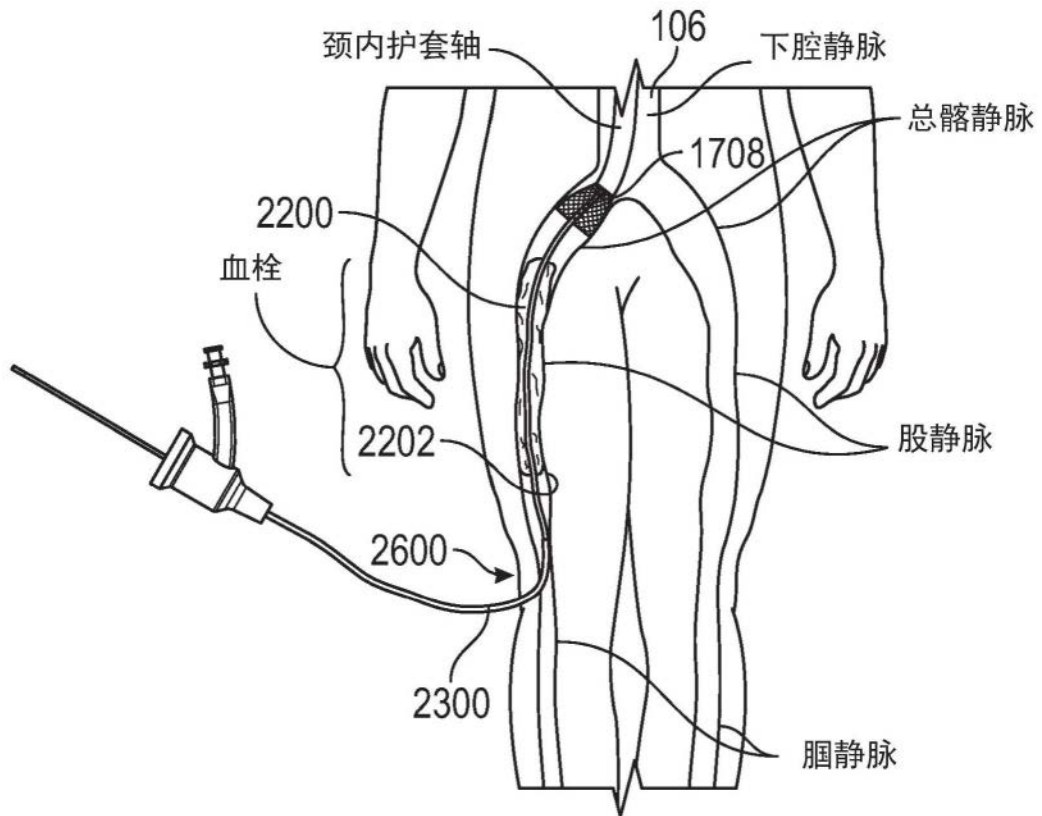


图27

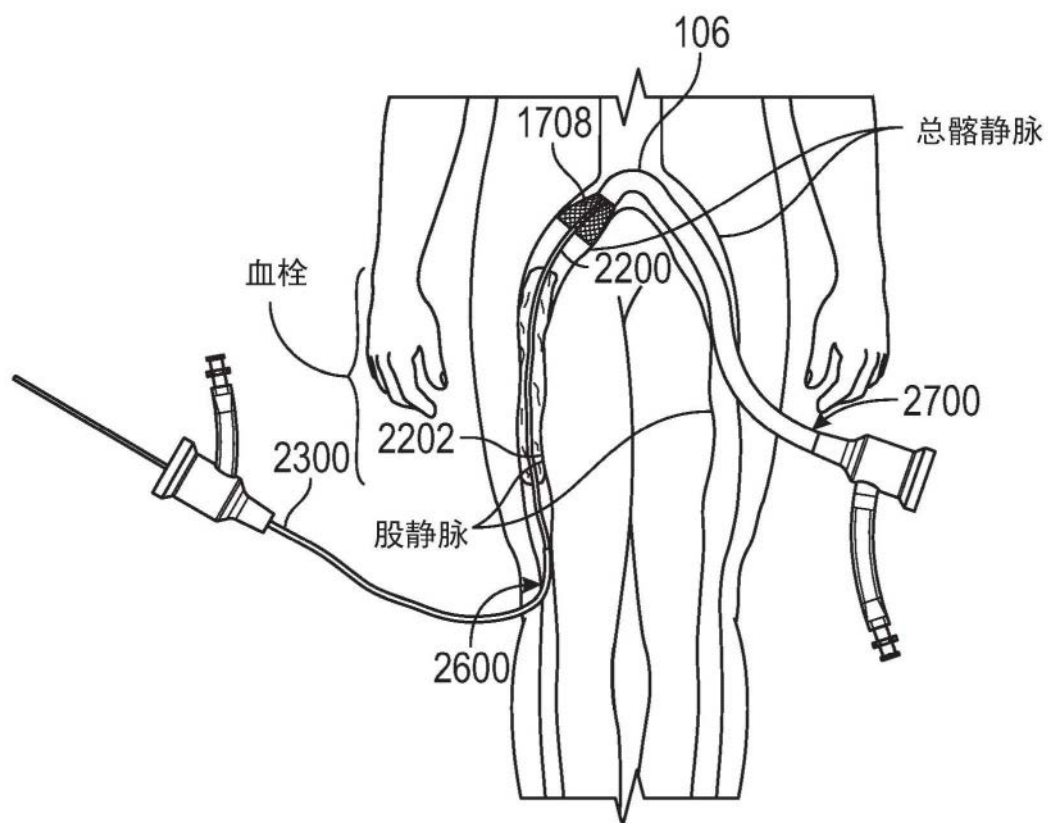


图28