



(12) 发明专利

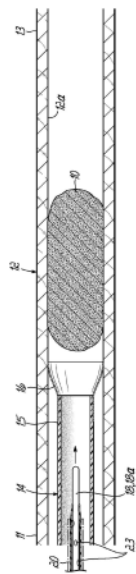
(10) 授权公告号 CN 111727016 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 06

(21) 申请号 201980010325.9	(73) 专利权人 伊思凯米克尔有限公司
(22) 申请日 2019.01.25	地址 美国肯塔基州
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 111727016 A	(72) 发明人 P·A·斯彭斯
(43) 申请公布日 2020.09.29	(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
(30) 优先权数据 62/621,776 2018.01.25 US 62/654,693 2018.04.09 US 62/775,510 2018.12.05 US	专利代理师 李隆涛
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2020.07.27	(51) Int.Cl. A61B 17/22 (2006.01) A61B 17/221 (2006.01) A61M 1/00 (2006.01) A61M 29/00 (2006.01)
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/US2019/015220 2019.01.25	(56) 对比文件 US 2017105743 A1, 2017.04.20
(87) PCT国际申请的公布数据 W02019/147985 EN 2019.08.01	审查员 何雯
	权利要求书2页 说明书28页 附图97页

(54) 发明名称
移除血液凝块的装置、系统和方法

(57) 摘要
用于从血管 (12) 移除血液凝块 (10) 的系统、装置和方法。在血液凝块 (10) 的近端和/或远端的抽吸压力和正压力的各种使用协助凝块的移开和移除。压力可以是恒定的和/或循环的/脉动的,以协助凝块移开和/或移除。各种其它装置协助将凝块 (10) 与血管 (12) 分离。



1. 一种用于从患者的血管移除血液凝块的系统,包括:

细长的血管内元件,其为导管,限定了至少一个流体通道,并且具有远端部分,所述导管的远端部分包含至少一个穿孔,所述至少一个穿孔与所述至少一个流体通道流体连通以用于传达血管内在血液凝块远端处的流体压力变化;

从导管的远端部分可展开的可径向扩张的远端密封件,其中可径向扩张的远端密封件配置成在使用中径向地扩张并与血管的在血液凝块远端处的内壁表面接合,所述至少一个穿孔被容纳在所述可径向扩张的远端密封件的区域中,以在正流体压力通过所述至少一个穿孔的方向上使所述可径向扩张的远端密封件扩张;以及

流体压力输送设备,其用于通过所述至少一个流体通道和所述至少一个穿孔在血管内将流体压力施加至可径向扩张的远端密封件与血液凝块之间的血管区域。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

控制器,其可操作地与流体压力输送设备和/或导管耦接,以在不同压力等级之间重复循环血管中的流体压力,以协助血液凝块的移开和移除。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述流体压力输送设备被配置为施加抽吸流体压力,所述控制器可操作以在血管中靠近血液凝块的位置处在不同压力等级之间重复循环所述抽吸流体压力,以使用拉力协助血液凝块的移开和移除。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述控制器在低于所述患者的正常血压范围的压力范围内重复循环所述抽吸流体压力。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述流体压力输送设备还包括脉动泵。

6. 如权利要求1所述的系统,还包括可径向扩张且可塌缩的血液凝块取回元件,其可操作以捕获所述血管中的血液凝块。

7. 根据权利要求1所述的系统,还包括可径向扩张的近端密封件,所述可径向扩张的近端密封件在其远端部分处敞开,并且所述远端部分的尺寸和构造被设置成提供抵靠所述血管的内壁表面的流体压力密封,以允许向血液凝块施加抽吸。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件具有细长的形状,用于覆盖通向所述血管的一个或多个侧血管分支的开口。

9. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

引导件,其定位于细长的血管内元件的远端部分,所述引导件包括至少一个引导部分,以将第二细长的血管内元件侧向地朝着血液凝块的周边导向。

10. 根据权利要求9所述的系统,还包括:

携带所述引导件的可充胀球囊元件。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件还包括膜。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件还包括网或支架结构。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件还被配置为径向收缩以允许通过输送导管输送至血液凝块的部位,并且允许可径向扩张的远端密封件收缩至所述输送导管中。

14. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件在离散的、纵长延伸的部段中形成。

15. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件配置成在所述可径向扩张的密封件的展开和径向扩张期间在沿着所述细长的血管内元件的纵向轴线延伸的方向上铺开。

16. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件与所述细长的血管内元件可分离。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件配置成被推到所述细长的血管内元件的远端部分并在所述远端部分处固定就位。

18. 根据权利要求1所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件被固定以与所述细长的血管内元件一起输送。

19. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

附着至所述可径向扩张的远端密封件的加强结构。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述加强结构还包括可径向扩张的支架结构。

21. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

正压管,其用于输送靠近血液凝块的正流体压力,从而协助血液凝块的移除。

22. 根据权利要求1所述的系统,其中当所述可径向扩张的远端密封件从输送导管被引出时,所述可径向扩张的远端密封件在径向方向上自扩张。

23. 根据权利要求22所述的系统,其中所述可径向扩张的远端密封件还包括自扩张的支架结构。

24. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

细长的血液凝块移开元件,其配置成在血液凝块和血管的内壁表面之间延伸,以从所述内壁表面移开所述血液凝块。

25. 根据权利要求24所述的系统,还包括:

引导件,其配置成大致在血液凝块和内壁之间侧向引导所述细长的血液凝块移开元件。

26. 根据权利要求1所述的系统,其中利用在血管内展开的可径向扩张的远端密封件,所述导管配置成从所述可径向扩张的远端密封件在所述血管的内壁表面与所述血液凝块之间地向近侧延伸。

27. 根据权利要求1所述的系统,其中所述穿孔配置成在所述血液凝块与展开的可径向扩张的远端密封件之间地位于所述血管内,以使得当从所述穿孔传输流体时,在所述血液凝块与所述可径向扩张的远端密封件之间压力增加以有助于将血液凝块从血管移开。

28. 根据权利要求27所述的系统,其中在所述血液凝块与所述可径向扩张的远端密封件之间增加的压力使所述可径向扩张的远端密封件扩张至与所述血管的内壁表面接合。

29. 根据权利要求27所述的系统,其中所述流体是CO₂。

30. 根据权利要求27所述的系统,其中远离于所述可径向扩张的远端密封件的最近端地设置所述穿孔。

移除血液凝块的装置、系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求分别于2018年1月25日、2018年4月9日和2018年12月5日提交的美国临时专利申请No.62/621,776、No.62/654,693和No.62/775,510的优先权,所述美国临时专利申请的公开内容通过引用其整体并入此文。

背景技术

[0003] 对许多人而言,中风是突然的并且通常严重使人虚弱的医学事件。中风会导致猝死,甚至幸存者也会失去说话、行走、进食和照顾自己的能力。这些患者经常需要长期护理,并且预期寿命有限。

[0004] 中风的最常见原因是由血液凝块/血栓的堆积引起的脑动脉阻塞。凝块或栓塞物从心脏或颈部动脉等来源脱离,并行进入脑动脉。随着动脉变窄,凝块最终会固定或卡在适当位置。血流在大脑的阻塞区域以外的区域处停止,并且经常发生严重损害。大脑对流失的血液不可宽恕。许多区域仅由一种血液来源提供,并且大脑的功能无法复制。一旦失去运动或言语区域,大脑其它部分接管失去功能的能力就会受到限制。

[0005] 中风的典型治疗是保守的、警惕的治疗。使用这种方法,结果通常不能令人满意。治疗的另一种形式涉及使用凝块溶解剂。但是,这些药剂只能提供有限的收益。

[0006] 最近,导管式血液凝块移除技术已取得重要进展。现在,如果在凝块沉积后立即将中风患者送至导管插入术实验室(“导管室”),则可以将凝块移开以更快地恢复血流。在这种情况下,这些患者的生存和功能状态可以显著改善。大多数患者可以生存并且可以独立生活,而不是大多数患者死亡或被转移到护理机构。

[0007] 当前开发并且可用于移除脑部血液凝块的工具仍处于其早期开发中。治疗的一个重要方面可以是在靠近血液凝块的位置使用恒定的抽吸压力,并与能物理捕获凝块并允许清除凝块的类似支架的血液凝块移开器(“支架型取栓器”)结合使用。这些装置仍有很大的改进空间。此外,进入导管插入术实验室进行凝块移除的患者中有相当一部分没有恢复血流。治疗这些人需要更有效的系统、装置和方法。

[0008] 关键挑战之一涉及包含血液凝块的小血管。这些血管的内径可以为约2mm或更小。血管通常位于大脑深处,并且到达血管的路径是曲折的。这些现实带来了巨大的挑战。但是对于那些不幸中风的人来说,解决这些问题的回报是巨大的。

[0009] 大多数中风是在凝块附近用恒定的抽吸压力进行治疗的。抽吸由放置在凝块附近或靠近的导管提供。如果这还不够,或者如果介入医师愿意,则将引导线材穿过凝块附近或穿过凝块,然后再向远侧超出凝块。然后,使用该引导线材来引导小导管内的支架型取栓器的输送。支架型取栓器在凝块附近展开/布署,用于捕获凝块并物理移除凝块。支架型取栓器可能会通过将血液凝块分解成可向远端或下游行进甚至更小的脑血管的碎片而引起并发症。这会导致远端血管阻塞,并可能导致更多的脑部损伤和患者残疾。在移除血液凝块的同时使对患者这种额外伤害的进一步风险最小化将是有益的。

[0010] 支架型取栓器涉及额外的步骤。引导线材必须靠近血液凝块引入血管中。然后将

支架型取栓器越过引导线材传递至凝块部位。提供简化该过程的装置将是有利的。

[0011] 向血管添加过多的抽吸可能导致血管塌缩,从而使其更难以移除凝块。因此,使用基于恒定的抽吸流体压力的当前系统、装置和方法的医师必须在使用足够的压力来移开血液凝块的需求与避免血管塌缩的竞争需求之间取得平衡。不幸的是,许多情况下会涉及到血液凝块,该血液凝块牢固地附接到和/或抵靠在血管的内壁表面上,这使得利用现有技术进行移除非常困难或不可能。积极使用当前技术以移除牢固附着或沉积的凝块可能会导致对患者有害的并发症。

[0012] 出于这些和其它原因,期望提供用于通过在导管过程中移除血液凝块来更有效地治疗中风的系统、装置和方法。

发明内容

[0013] 在第一说明性实施例中,提供了一种用于从患者的血管移除血液凝块的系统。该系统包括具有远端部分的导管。流体压力输送设备可操作以在血管内地通过导管的远端部分向血液凝块的近侧施加抽吸流体压力。血液凝块取回元件捕获血管中的血液凝块。控制器可操作地与流体压力输送设备和/或导管耦接,以在不同压力等级之间重复地循环血管中的抽吸流体压力,以协助血液凝块的移开和移除。

[0014] 可选地,系统可进一步包括可从导管的远端部分展开/布署的可径向扩张的远端密封件。可径向扩张的密封件包括近端部分和远端部分,并且配置成在使用中径向扩张并与血管的内壁表面接合。密封件在其近端部分处敞开。作为另一种选择,远端可径向扩张的密封件的尺寸可以自调节以适应不同直径的血管。例如,这种自调节可能会在移除过程中向近端拉动血液凝块并扩大血管时发生。在这种情况下,可扩张的密封件也将增大尺寸以保持密封。流体压力输送设备然后可以在血管内将正流体压力施加至由可径向扩张的密封件容纳的血管区域中。控制器可操作地与流体压力输送设备耦接,以使血管中的正流体压力在血液凝块远端的不同压力等级之间重复循环,以协助血液凝块的移开和移除。

[0015] 在另一个说明性实施例中,提供了一种用于从患者的血管中移除血液凝块的系统,该系统包括具有远端部分的导管、可径向扩张的密封件、流体压力输送设备和血液凝块回收元件。可径向扩张的密封件可从导管的远端部分展开,并配置成在使用中径向扩张并与血管的内壁表面接合。流体压力输送设备通过导管将流体压力在血管内地施加至可径向扩张的密封件与血液凝块之间的血管区域。血液凝块取回元件捕获血管中的血液凝块。在该实施例中,密封件可在血液凝块的近端或远端展开,并且在各种实施例中,可展开两个密封件,其中一个密封件被展开在血液凝块的近端,而另一个则展开在血液凝块的远端。作为另一种选择,一个或两个可径向扩张的密封件可以自调节尺寸,以适应不同直径的血管。例如,这种自调节可能发生在移除期间向近侧拉动血液凝块并且血管扩大时使得密封件的尺寸也将扩大以维持与血管的内壁表面接合。

[0016] 在另一个说明性实施例中,提供了一种用于从患者的血管移除血液凝块的系统,该系统包括具有远端部分的导管、可径向扩张的密封件、流体压力输送设备和控制器。可径向扩张的密封件可从导管的远端部分展开并且包括近端部分和远端部分。可径向扩张的密封件配置成在使用中在血液凝块的远侧上径向扩张,并与血管的内壁表面接合。密封件在其近端部分处敞开。流体压力输送设备将正流体压力在血管内地施加至可径向扩张的密封

件与血液凝块之间的血管区域中。所述控制器与所述流体压力输送设备可操作地耦接,以使所述血管中的正流体压力在所述血液凝块的远侧的不同压力等级之间重复地循环,以协助血液凝块的移开和移除。

[0017] 在另一个说明性实施例中,提供了一种用于从患者的血管中移除血液凝块的系统,该系统包括导管、流体压力输送设备、血液凝块取回元件以及可径向扩张和栓塞物捕获元件。导管具有远端部分。流体压力输送设备通过导管的远端部分在血管内将流体抽吸压力施加至血管中靠近血液凝块的位置。血液凝块取回元件捕获血管中移开的血液凝块。可径向扩张的栓塞物捕获元件可从导管的远端部分展开,并且包括近端部分和远端部分。可径向扩张的栓塞物捕获元件配置成在使用中径向扩张并与血管的内壁表面接合。栓塞物捕获元件在其近端部分处敞开,使得近端部分可以在血液凝块的远端侧上径向扩张以捕获栓塞物并防止栓塞物沿远侧方向行进通过血管。作为另一种选择,可径向扩张的栓塞物捕获元件的尺寸可以自调节以适应不同直径的血管。例如,这种自调节可能会在移除过程中向近端拉动血液凝块并扩大血管时发生。在这种情况下,可扩张的栓塞物捕获元件的尺寸也将扩大,以防止栓塞物在远侧方向上逸出。

[0018] 在另一个说明性实施例中,提供了一种血管内装置,用于从血管移除血液凝块。该装置包括细长的血管内元件,其尺寸设计成和配置成被引入血管。细长的血管内元件包括远端部分。可径向扩张的密封件被携带在细长的血管内元件的远端部分。可径向扩张的密封件包括近端部分和远端部分,并且配置成在使用中径向地扩张,使得密封件的至少近端部分或远端部分形成抵靠血管内壁表面的流体压力密封。在各种实施例中,细长的血管内元件可进一步包括导管,例如小直径导管或在本文中有时称为“微导管”。引导线材可用于将微导管引导至靠近血液凝块的位置。在其它实施例中,细长的血管内元件是引导线材。作为另一种选择,可径向扩张的密封件的尺寸可以自调节,以适应不同直径的血管,例如,这种自调节可能是在手术期间向近端拉动血液凝块并且血管扩大时发生的。在这种情况下,可扩张的密封件也将扩大尺寸以保持密封。

[0019] 在一些实施例中,取决于患者的临床需要和/或医师的期望手术技术,各种选择可用。作为示例,可径向扩张的密封件可在其远端部分处敞开,并且远端部分的尺寸和构造可设置成提供抵靠血管的内壁表面的流体压力密封,以允许将抽吸施加至血液凝块的近侧。在其它实施例中,可径向扩张的密封件在其近端部分处是敞开的,并且近端部分的尺寸和构造被设置成提供抵靠血管的内壁表面的流体压力密封,以允许将正流体压力施加至血液凝块的远侧。从下面提供的进一步描述中可以理解,医师可以选择一种系统,该系统向血液凝块的近端和/或远端施加抽吸压力或正压,或者同时施加抽吸压力和正压,以协助移开和移除血液凝块。血液凝块。如本文将进一步描述的,在凝块移开和移除过程期间,抽吸压力和/或正流体压力可以是恒定压力、循环或脉冲压力或两者的组合。

[0020] 取决于期望的特征和手术技术,可径向扩张的密封件可采取许多可能的形式。例如,可径向扩张的密封件可包括细长的管状形状,用于覆盖通向血管的一个或多个侧血管分支的开口。可径向扩张的密封件还可被配置成径向收缩以允许通过输送导管输送至血液凝块的部位,然后收缩或塌缩到输送导管中以进行移除。至少一根系绳可以将可径向扩张的密封件耦接至细长的血管内元件。可径向扩张的密封件可包括各种构型的近端部分,以用于血液凝块的远侧位置。例如,在可径向扩张的密封件扩张时,近端部分可垂直于细长的

血管内元件的纵向轴线或相对于细长的血管内元件的纵向轴线成锐角定向。诸如S形或其它弯曲或直线的各种形状可限定近端部分。可径向扩张的密封件可在离散的、纵长延伸的部段中形成。可径向扩张的密封件可配置成在密封件的展开和径向扩张期间在沿着细长的血管内元件的纵向轴线延伸的方向上铺开(unroll)。可径向扩张的密封件可从细长的血管内元件上的位置沿相反方向扩张,以至少部分地围绕血液凝块,通常在血液凝块与血管的内壁表面之间。

[0021] 可径向扩张的密封件可以与细长的血管内元件分离,尤其是当细长的血管内元件是标准导管时。这种形式的可分离密封件可被推到细长的血管内元件的远端部分,并在远端部分处固定就位。在其它实施例中,可径向扩张的密封件固定为与细长的血管内元件一起输送,例如通过与细长的血管内元件例如导管一体形成。

[0022] 可径向扩张的密封件可进一步包括加强结构,例如可径向扩张的支架结构。当可径向扩张的密封件从输送导管中引出时,可径向扩张的密封件可以在径向方向上自扩张。作为另一种选择,可径向扩张的密封件的尺寸可以自调节以适应不同直径的血管。例如,可以通过向密封件添加弹簧偏压或弹性特征来提供这种自调节,诸如一种或多种超弹性线元件,其将维持并调节径向扩张,使得即使血管直径发生变化密封件也会接合血管的内壁表面。根据应用的需要,形成可径向扩张的密封件的材料可以采用多种形式。在可径向扩张的密封件必须提供坚固的流体压力密封的情况下,该密封件可以由高度柔性但无孔的膜材料形成。在不需要流体压力密封极度坚固的其它应用中,或者当该密封件用作栓塞物捕获元件时,可以使用网状或类似支架的结构来实现这些目的。

[0023] 许多实施例的系统 and 装置可以进一步包括其它可选组件和/或特征。例如,引导件可定位在细长的血管内元件的远端部分处。引导件可包括至少一个引导部分,以使第二细长的血管内元件侧向地导向血液凝块的周边。该装置可以进一步包括携带引导件的可充胀球囊元件。细长的血管内元件可包括至少一个流体通道,用于传达血管内在血液凝块附近和/或远处的流体压力变化。细长的血管内元件可进一步包括在远端部分中的与至少一个流体通道连通的多个穿孔。穿孔可包含在可径向扩张的密封件的区域中,以在正流体压力通过穿孔的方向上使可径向扩张的密封件扩张。该装置可以进一步包括可径向扩张的血液凝块取回元件,用于沿血管内的近端方向接合和取回血液凝块。该装置可以进一步包括由细长的血管内元件携带的多个可扩张的突起,用于接合和协助血液凝块的移除。细长的血管内元件可以进一步包括非线性部段,该非线性部段用于大致接合在血液凝块和血管的内壁表面之间。非线性部段可以进一步包括大致正弦的或螺旋形的部段。该装置可以进一步包括正压管,该正压管用于在血液凝块附近输送正流体压力,从而协助移除血液凝块。可以提供细长的血液凝块移开元件,并且该细长的血液凝块移开元件被配置成在血液凝块和血管的内壁表面之间延伸,以从内壁表面除去血液凝块。可以提供引导件并将引导件配置成将细长的血液凝块移开元件大致上朝向血液凝块的周边侧向引导。

[0024] 在其它方面和说明性实施例中,提供了从患者的血管移除血液凝块的方法。例如,在一种通用方法中,在血管内血液凝块的近侧施加抽吸流体压力。抽吸流体压力在靠近血液凝块的不同压力等级之间重复循环,以利用拉力协助血液凝块的移开和移除。血液凝块从血管的内壁表面移开,并且用导管将血液凝块从血管中移除。

[0025] 可以提供方法的各种次要特征和步骤。例如,抽吸流体压力可以以超过1Hz的频率

循环。较高压力和较低压力之间的幅度或差异可以例如为20mm Hg或更大。通常,可以根据认为对患者无害的任何等级使用流体压力。这可以包括高于、处于或低于患者正常血压范围的流体压力。该方法可以进一步包括使用工具来协助将血液凝块从血管的内壁表面脱离。该方法可以进一步包括使用取回工具从血管移除血液凝块。抽吸流体压力可以在低于患者的正常血压范围的压力范围内重复循环。移除血液凝块可进一步包括将血液凝块引导进入并穿过导管。可替代地,移除血液凝块可进一步包括将血液凝块保持在导管的远端部分处,然后将导管从血管中抽出。

[0026] 根据说明性实施例的另一种方法包括:展开可径向扩张的密封件,使其与靠近血液凝块的血管的内壁表面接合。然后,在可径向扩张的密封件与血液凝块之间的血管区域中施加流体压力,以至少协助其与来自内壁表面的血液凝块接合。然后用导管将血液凝块从血管中移除。

[0027] 在该方法的第二或可选步骤中,可以采用本文讨论的任何其它特征。例如,展开可径向扩张的密封件和施加流体压力的步骤可分别进一步包括在血液凝块的近侧上接合扩张的密封件,并施加抽吸流体压力。在另一个可选方面,施加抽吸流体压力可以进一步包括施加恒定的流体压力和/或循环的或脉冲的抽吸流体压力。当循环抽吸流体压力时,抽吸流体压力可以在低于患者的正常血压的范围内循环。替代地或另外地,展开可径向扩张的密封件和施加流体压力的步骤可分别进一步包括使扩张的密封件接合在血液凝块的远侧上,并施加正流体压力。同样,该正流体压力可以包括恒定流体压力和/或循环或脉冲流体压力。当循环正流体压力时,循环的流体压力可以在患者的正常血压之上的范围内。

[0028] 根据说明性实施例的另一种方法涉及将与血液凝块远端的血管的内壁表面接合的可径向扩张的栓塞物捕获元件展开。即使该元件可能不提供任何流体密封功能,而是密封血液凝块远端的血管,以防止栓塞物向远端迁移并引起进一步的中风,该元件也可以被称为“密封件”。在靠近血液凝块的血管区域中施加抽吸流体压力,以至少协助使血液凝块与内壁表面脱离接合。然后用导管将血液凝块从血管中移除。在该实施例中,可径向扩张的栓塞物捕获元件用于捕获在该方法或过程期间可以沿远侧方向行进的栓塞物。上面或下面的详细描述中讨论的任何次要或其它可选特征或步骤都可以在该方法以及任何其它公开的方法中使用。

[0029] 从以下结合附图对说明性实施例的详细描述中,将理解各种其它方面、优点、特征或特征和/或步骤的组合。

附图说明

[0030] 图1A是纵向剖视图,其示意性地示出了根据一个说明性实施例的,用于移开和移除血液凝块的系统。

[0031] 图1B是类似于图1A的视图,但是示出了血液凝块的移开和移除方法中的后续步骤。

[0032] 图1C是类似于图1B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0033] 图1D是类似于图1C的视图,但是示出了用于移除血液凝块的类似支架的取回装置的可选使用。

[0034] 图2A是示意性地示出了根据另一个实施例的用于移开和移除血液凝块的系统

纵向剖视图。

[0035] 图2B是类似于图2A的视图,但示出了移开和移除血液凝块的方法中的后续步骤。

[0036] 图2C是类似于图2B的视图,但是示出了在手术结束时细长的血管内元件的收回。

[0037] 图3A是纵向剖视图,其示意性地示出了根据另一个实施例的用于移开和移除血液凝块的系统。

[0038] 图3B是类似于图3A的视图,但是示出了移开和移除血液凝块的方法中的后续步骤。

[0039] 图3C是类似于图3A的视图,但是示出了移开和移除血液凝块的方法中的后续步骤。

[0040] 图3D是类似于图3C的视图,但是示出了后续步骤,该步骤包括在手术结束时收回细长的血管内元件。

[0041] 图3E和图3F分别类似于图3B和图3C,但是示出了可径向扩张的密封件的另一实施例。

[0042] 图3G是类似于图3E的视图,但是示出了系统的另一实施例。

[0043] 图3H是类似于图3G的视图,但是示出了系统的另一实施例。

[0044] 图4A是纵向剖视图,示意性地示出了根据另一实施例的用于移开和移除血液凝块的系统。

[0045] 图4B是类似于图4A的视图,但示出了该方法中的后续步骤。

[0046] 图5A是纵向剖视图,示意性地示出了根据另一实施例的用于移开和移除血液凝块的系统。

[0047] 图5B是类似于图5A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0048] 图5C是类似于图5A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0049] 图6A是纵向剖视图,示意性地示出了另一实施例,示出了用于移开和移除血液凝块的系统。

[0050] 图6B是类似于图6A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0051] 图7A是示意性示出另一实施例的纵向剖视图,示出了用于移开和移除血液凝块的系统。

[0052] 图7B是类似于图7A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0053] 图7C是类似于图7B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0054] 图7D是类似于图7C的视图,但是示出了该方法中的后续步骤,包括收回细长的血管内元件。

[0055] 图7E是沿图7B的7E-7E线截取的剖视图。

[0056] 图7F是图7E所示的引导件的透视图。

[0057] 图8A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一实施例。

[0058] 图8B是类似于图8A的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。

[0059] 图8C是类似于图8B的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。

[0060] 图9A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一实施例。

- [0061] 图9B是类似于图9A的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0062] 图9C是类似于图9B的视图,但是为示出另一实施例的放大图。
- [0063] 图10A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一说明性实施例。
- [0064] 图10B是类似于图10A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0065] 图10C是类似于图10B的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0066] 图10D是类似于图10C的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0067] 图10E是类似于图10D的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0068] 图11A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一说明性实施例。
- [0069] 图11B是类似于图11A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0070] 图12A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一说明性实施例。
- [0071] 图12B是类似于图12A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0072] 图12C是类似于图12B的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0073] 图12D是示出图12A至图12C的系统的放大剖视图。
- [0074] 图13A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一说明性实施例。
- [0075] 图13B是类似于图13A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0076] 图13C是类似于图13B的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0077] 图13D是类似于图13C的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0078] 图14A是纵向剖视图,示意性地示出了用于移开和移除血液凝块的系统形式的另一说明性实施例。
- [0079] 图14B是类似于图14A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0080] 图14C是类似于图14B的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0081] 图14D是类似于图14C的视图,但是示出了该方法中的另一个后续步骤。
- [0082] 图15是纵向剖视图,示意性地示出了血液凝块移除或提取系统的另一说明性实施例。
- [0083] 图16A是纵向剖视图,示意性地示出了血液凝块移除或提取系统的另一说明性实施例。
- [0084] 图16B是类似于图16A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0085] 图16C是类似于图16B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0086] 图16D是示出了在展开之前的可径向扩张的密封件的横向剖视图。
- [0087] 图16E是类似于图16D的横向剖视图,但是示出了可径向扩张的密封件的展开。
- [0088] 图16F是可径向扩张的密封件的侧视图。
- [0089] 图17A是纵向剖视图,示意性地示出了血液凝块移除或提取系统的另一说明性实施例。
- [0090] 图17B是类似于图17A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0091] 图17C是示出可径向扩张的密封件的展开的横向剖视图。

[0092] 图17D是类似于图17C的横向剖视图,但是示出了可径向扩张的密封件的另一实施例。

[0093] 图18A是纵向剖视图,示出了细长的血管内元件和可径向扩张的密封件或血液凝块提取元件的另一实施例。

[0094] 图18B是示出图18A所示的可径向扩张的元件的完全展开的侧视图。

[0095] 图18C是示出图18B的可径向扩张的元件的纵向剖视图。

[0096] 图19A是纵向剖视图,示出了细长的血管内元件和可径向扩张的密封件或血液凝块提取元件的另一实施例。

[0097] 图19B是示出图19A所示的可径向扩张的元件的完全展开的侧视图。

[0098] 图19C是示意性地示出了图19A和图19B的装置用于移开和移除血液凝块的纵向剖视图。

[0099] 图20A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取血液凝块的血液凝块移开和移除元件的另一说明性实施例。

[0100] 图20B是类似于图20A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0101] 图21A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取血液凝块的血液凝块移开和移除元件的另一个说明性实施例。

[0102] 图21B是类似于图21A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0103] 图21C是图21B的横向剖视图,示出了完全展开的血液凝块移开和移除元件。

[0104] 图22A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取血液凝块的血液凝块移开和移除元件的另一说明性实施例。

[0105] 图22B是类似于图22A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0106] 图23A是纵向剖视图,示意性地示出了血液凝块移除或提取系统的另一说明性实施例。

[0107] 图23B是类似于图23A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0108] 图23C是示出了可径向扩张的血液凝块提取元件的初始展开的横向剖视图。

[0109] 图23D是类似于图23C的横向剖视图,但是示出了可径向扩张的提取元件的进一步展开。

[0110] 图24A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取血液凝块的血液凝块移开和移除元件的另一说明性实施例。

[0111] 图24B是类似于图24A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0112] 图25A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。

[0113] 图25B是类似于图25A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0114] 图26A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。

[0115] 图26B是类似于图25A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0116] 图26C是类似于图25B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

[0117] 图27A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。

- [0118] 图27B是类似于图27A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0119] 图28A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。
- [0120] 图28B是类似于图28A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0121] 图28C是类似于图28B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0122] 图28D是类似于图28C的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0123] 图28E是类似于图28D的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0124] 图29A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。
- [0125] 图29B是类似于图29A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0126] 图29C是类似于图29B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0127] 图30A是纵向剖视图,示意性地示出了用于提取和移除血液凝块的细长的血管内元件的另一实施例。
- [0128] 图30B是类似于图30A的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。
- [0129] 图30C是类似于图30B的视图,但是示出了该方法中的后续步骤。

具体实施方式

[0130] 本文的详细描述用于描述涉及各种发明构思的非限制性实施例或示例,并且使用附图标记以易于理解这些示例。如将理解的,附图之间的共同附图标记指代具有相同或相似功能的共同特征和结构。尽管各种附图将具有指代此类共同特征和结构的共同附图标记,但是为了简洁起见,随后的附图描述将不必重复对这些特征和结构的讨论。

[0131] 图1A和图1B

[0132] 图1A和图1B示出了具有内壁表面12a的血管12中的阻塞物或血液凝块10。血管12可以包括近端部分11和远端部分13,并且可以在部分11、13之间的血管中包含血液凝块10。如本文所用,术语“血液凝块”是指任何阻碍血管12中血液流动的阻塞物或凝块材料,而不管形成阻塞的材料如何。示出了凝块移除系统的说明性实施例或示例,其包括呈抽吸导管14形式的细长的血管内元件。抽吸导管14可包括远端15,所述远端进而可包括嘴件或密封件16。抽吸导管14的远端15是圆形的。嘴件或密封件16可以是漏斗形的,并且通过具有类似支架的结构可以径向扩张,该类似支架的结构在从输送导管(未示出)中引出时可以自扩张。在移除血液凝块10的操作期间,使用者将抽吸导管的远端15以其未扩张的形式通过近端部分11插入血管12中。嘴件或密封件16可以径向扩张以接触血管12的内壁12a,并在血液凝块10的近侧形成抵抗流体流动的密封。接下来,引导线材18可以穿过抽吸导管14的长度从嘴件或密封件16中伸出,并向远侧引导超过血液凝块10(图1B)。引导线材18可在其远端部分18a处包括薄的且可径向扩张的远端密封膜20。引导线材18可包括由小的空心管制成的线芯,该空心管具有至少切入远端部分18a的一个或多个狭槽或狭缝(未示出),以允许引导线材18容易弯曲或折曲。中空管还可以包含实心芯线,该实心芯线填充管的内腔或空隙。在一些实施例中,线芯可以是实心但柔性的,并且由细的柔性线螺旋地缠绕。引导线材18可以包括U形的末梢部(未示出),该U形的末梢部还具有内部线材,该内部线材具有围绕其的线材缠绕。这防止了引导线材18的远端末梢部18a穿透血管12的壁。在一些实施例中,中空

引导线材18未填充有实心芯线,而是敞开以允许诸如CO₂的流体输送,以在血管12内产生压力变化。在一些实施例中,引导线材18的外表面可以涂覆有低摩擦材料,该材料有助于引导线材并避免凝结。

[0133] 图1C

[0134] 如图1C所示,系统可包括连接至压力源22的引导线材18。引导线材18可穿过抽吸导管14的嘴件16,并停在血液凝块10的远侧。嘴件或密封件16可被扩张以在血液凝块10的近侧处形成抵靠血管壁的密封。引导线材18在其远端部分18a处可包括远端密封件或膜20以及任何期望数量、形状和/或构造的穿孔23。例如,穿孔23可以由在密封件20的充胀或扩张区域内的引导线材远端部分18a中的一个或多个狭缝或狭槽代替。穿孔23靠近远端密封件20至引导线材18或其它细长的血管内元件的附接点定位。密封件20可包括许多实施例。在一些实施例中,远端密封件或膜可径向扩张以在血液凝块10的远侧处形成密封。密封件的近端可向血液凝块10敞开。

[0135] 压力源22可以将CO₂ 19从引导线材上的穿孔23中释放出来,以通过凝块10的远侧上的压力对远端密封件或膜20进行正加压。在血管12内施加正压而不是抽吸可以避免使血管12塌缩并允许更容易地移除血液凝块10。在血管12内向凝块10的远端施加正压可以使血管12径向扩张,使凝块10从其抵靠血管12的内壁表面12a的放置位置释放,并且迫使凝块10沿近端方向回到抽吸导管14,抽吸导管可在其自身的漏斗形远端16处提供相对负压。

[0136] 设置一个或多个压力源和控制器22,例如在图1C中示意性地示出的,用于提供和控制如本文所公开的提供的抽吸和/或正流体压力和/或提供其它控制和操作功能。尽管在每个实施例中未示出压力源/控制器22,但是为了简洁起见,应当理解,本文公开的系统的每个实施例优选地包括用于提供负压和/或正压的组件以及与该源相关联和/或与传送压力的细长的血管内元件(例如,导管和/或引导线材)相关联的一个或多个控制器22(例如,一个或多个泵)。控制器22还可以提供其它功能。缺血性血管可能易于痉挛。正流体压力可以有助于使血管12扩张并提高凝块移除的机会。对凝块10远端的血管12加压,并在凝块10的近端抽吸或吸取血液凝块10可能是移除血液凝块10的成功组合,因为会产生较大的压力梯度。

[0137] 如本文所用,术语“流体”是指液体、气体或液体和气体的组合。液体可以是任何期望的生物相容性液体。可以使用诸如空气、CO₂、O₂、麻醉气体或任何其它生物相容性气体之类的气体,并且可以提供针对脑损伤的保护。CO₂在非常迅速地在体内吸收并且会是用于加压的良好气体。CO₂能够是无毒的,并且经常可以在医院的储罐和/或其它气体供应中使用。也可以通过向碳酸氢盐中添加酸来局部产生。一氧化氮是一种强大的血管扩张气体。加压以及物理和化学地扩张血管可能是有用的。气雾化的药剂也可以输送。这些可以用来扩张血管12并保护大脑。带有药物的流体也可以被引导到血管12中,例如在所示的和/或在此以其它方式描述的示例中。

[0138] 远侧引导线材膜20通常沿其长度密封在任何地方,但是在该实施例中在其近端敞开。诸如通过穿孔23输送的气体或其它流体可以以一个或多个期望的频率和压力幅度(例如由压力源/控制器22控制)连续(恒定)或脉冲(循环)。流体压力可以被缓慢引导以避免血管过度扩张和破裂。缓慢加压可以避免这些不期望的影响。在引导线材18的相反两端处的压力通常将相等,因此缓慢添加气体或流体应该是安全的。流体应在施加压力的位置使血

管12膨胀或径向扩张,从而协助使凝块10从血管壁表面12a释放或至少松开,并沿近端方向将迫使凝块10回到抽吸导管14,所述抽吸导管在其自身的漏斗形远端16处提供相对负压。抽吸力和正流体压力等级和/或类型(例如,恒定压力和/或脉冲或循环压力)中的一个或两个在手术期间根据需要或医师认为必要或根据算法而被调节。

[0139] 图1D

[0140] 图1D示出了利用包括支架型取栓器24的系统从血管12移除血液凝块10。在一些实施例中,该系统可以进一步包括压力源22,其除了由导管14提供的负压或抽吸之外还提供正压。在特定实施例中,压力源可以不提供正压。支架型取栓器24可包括引导线材18和在引导线材18的远端附近的网17。当展开时,引导线材18可穿过导管14到达血液凝块10的远侧,并且网17可定位在凝块10的部位附近。当压力源22通过导管14施加抽吸力以使血液凝块10移开时,网17可以物理地捕获血液凝块10,允许更容易移除。在一些实施例中,可以从压力源22施加正压通过引导线材18以协助使血液凝块10移开。引导线材18可以进一步包括密封件20。密封件20可以包括许多实施例。在一些实施例中,密封件可以是近端开放式的并且是柔性的。密封件可被扩张以帮助防止凝块10或栓塞物的碎片向远侧行进,例如进入患者的大脑。

[0141] 图2A、图2B和图2C

[0142] 这里,示出了球囊形或更球形的可径向扩张的密封件20a,在其近端具有环形孔或孔眼21。球囊膜20a或密封件可具有一个孔或多个孔21,特别是在近端。膜20a的靠近穿孔23的端部可以首先扩张(例如,通过更顺应),并且具有孔21的另一个更近侧的部分可以在稍后的时间或随后扩张。球囊形的膜20a可以在接触血管壁表面12a的地方密封血管12(图2B)。膜20a可以协助防止血液凝块10的碎片向远侧行进。通过导管14施加抽吸以移位并移除血液凝块10。当使用者在手术之后移除引导线材18时,膜20a可以倒转使得膜可以接触或可以不接触血管的内壁12a,从而允许更容易地移除引导线材18(图2C)。

[0143] 图3A和图3B

[0144] 这些附图示出了远端密封件或膜20b可以是细长的或管状的,以将与包含凝块10的主血管12连通的侧血管分支12b的交叉点或开口进行覆盖或与之重叠。这使得流体19不会通过侧分支12b泄漏并导致主血管12失去正压。远端密封件20b或膜的形状变化,例如大致上圆筒形或其它形状,可以提供额外的帮助。而且,膜20b的不同厚度以及柔性或顺应性的差异可有助于确保膜20b首先在一个或多个流体源孔23附近并且在膜20b的其余部分充胀或扩张之前充胀。

[0145] 图3C和图3D

[0146] 这里,凝块10被示出被迫进入抽吸导管14的远端以用于移除目的。为了移除目的,允许膜或密封件20b减压并倒置。如果用于正加压的气体为CO₂,则应在短时间段内吸收。当移除凝块10时,在膜20b周围不再存在封闭空间,并且气体或其它流体可能逸出。凝块10的成像是有用的,例如在凝块10的一侧上具有CO₂,而在另一侧上具有染料,这是因为在X射线线下可将CO₂视为透明区域。这可以突出显示凝块10的远端,并且染料显示出近端。

[0147] 图3E

[0148] 这里,正在充胀或扩张的远端膜20c被示为细长管,其还用作抵抗凝块10的远端的活塞。例如,可使用管状膜20c,所述管状膜在朝着凝块10(近侧)的方向上依次充胀并且在

朝着抽吸导管14的近侧方向上推动凝块10。这将在下面更好地说明和描述。膜或密封件20c可以被加工成以类似于活塞的方式撞击凝块10。密封件20c的敞开的近端通过一个或多个系绳25附接到引导线材18。

[0149] 图3F

[0150] 如该附图所示,出于移除目的,膜20c可以不倒置。在此,系绳25允许密封件20c沿近侧方向被拉入抽吸导管14中。非倒置膜会是有益的,因为即使在移除过程中,它也可以继续防止凝块材料向下游迁移到脑血管中。

[0151] 图3G

[0152] 这里,可径向扩张的远端密封件20d的近端开放端27相对于细长的血管内元件(例如引导线材18)的纵向轴线大致成锐角定向。换句话说,近端开放端27为斜面形。斜面形状可以是线性或直切端,或者可以是任何弯曲或其它形状。该实施例中的可径向扩张的密封件或管状元件20d被示为通过单个系绳25附接到细长的血管内元件引导线材18。可选地,可以使用多个系绳25。在任一情况下,一个或多个系绳25可以与膜或密封件20d一体形成,或者可以是分开的并且然后例如通过粘合剂适当地附接到密封件20d并附接到细长的血管内元件或引导线材18。细长的管状密封件20d可通过切割管以在所需形状的近端27处形成开口而形成。管状密封件可以包括合适的柔性框架,例如由超弹性线材元件形成(例如,参见图3H)。这将有助于在径向上的支撑和自调节的扩张,以适应不同尺寸的血管12。大致呈斜面形的近端27帮助在手术结束时自动地将密封件/管20d塌缩并将其抽回到导管14中。

[0153] 图3H

[0154] 在该实施例中,如关于图3G大体上提到的,敞开的近端27具有大致成斜面的形状,但是该形状是曲线的或S形的。系绳25在制造期间由密封件20e一体地形成,以简化制造过程。另外,为密封件/管结构20e提供了柔性框架,该柔性框架包括附着至敞开的近端27处的环形支撑元件28。环形结构28可以例如由超弹性线材形成。当环形线材28位于具有典型圆形横截面形状的血管12中时,它将倾斜地定向,其中其直径大于血管12的内径。然而,随着血管内径的增加,线材28将自身重新定向为不那么倾斜,并保持与血管12的内壁表面12a接合。当血管直径减小时,将发生倒置。这导致了远端密封件20e的自调节尺寸特征。

[0155] 图4A和图4B

[0156] 这里,示出了双层膜20f并且其顺序地阻塞血管12。例如,可能存在第一更加球形的远端球囊部段20f1,然后是第二细长的管状或大致圆筒形的近端部段20f2,其由于通过穿孔23引入流体而扩张。其它形状可用于“活塞效应”以移除凝块10。

[0157] 图5A、图5B和图5C

[0158] 这些附图说明了球囊或膜密封件20g可以在其敞开的近端散开,从而其用作“活塞”。散开会是可变的。凝块10的长度通常是未知的,因此,当引导线材18向远侧越过凝块10时,散开的球囊可扩张以调节到凝块10的距离。

[0159] 图6A和图6B

[0160] 图6A和图6B示出了管状的远端密封件20g的另一实施例,其可以在近侧方向上展开或铺开。当引导线材18向远侧越过血液凝块10时,折叠的密封件可以在近侧方向上扩张,使得密封件20g的一个或多个散开的近端部分可以接触血液凝块10,迫使血液凝块10沿近侧方向移动,以协助移开和/或移除。

[0161] 图7A、图7B、图7C和图7D

[0162] 引导线材18可包括弯曲成J形的末梢部。这是为了避免在引导线材18的远端被引导穿过患者的血管12或血管结构时刺破血管12。然而,引导线材18必须绕过凝块10。有时,由于血流迫使凝块10越来越远地进入渐细的血管腔中,因此医师不能使线材向远侧越过凝块10。血管12也可能进入痉挛状态。因此,当凝块10紧密地配合在血管12中时,能够将引导线材18稳定和引导以使其在血管壁表面12a和凝块10之间更精确地引导将是有益的。该实施例在抽吸导管14的远端处提供了引导件30以有助于引导线材越过凝块10,所述引导件可以是机械装置或球囊型结构,或者是两者的组合。引导线材18和引导件26都可以定位在导管14内,其中引导线材18在导管和引导件30之间通过(图7B)。引导件30包括引导部分,该引导部分可以是用于将引导线材18沿侧向朝向凝块10的周边接收和导向的通道32。引导件30还包括可充胀部分34,该可充胀部分34如图所示被充胀以供使用,并且放气以便通过导管14输送和移除。图7C和图7D分别示出了将凝块10正压推动和负压抽吸到抽吸导管14的远端,然后随后移除凝块10和远端密封件20或膜通过抽吸导管14。

[0163] 图7E和图7F

[0164] 这些视图更好地示出了引导件30的使用。引导件30可以以放气状态穿过抽吸导管14,然后充胀以在凝块10的部位处使用,然后再次放气并移除。引导件30可以使引导线材18的U形或J形远端变直并且使其直接靠近凝块10,使得引导线材18的远端可以找到凝块10和血管12的内壁表面12a之间的空间。通道32或诸如凹口之类的其它引导部分可用于帮助使引导线材导向经过凝块10。这可在引导线材18将不穿过凝块10或在凝块10与血管壁表面12a之间时使用,或者可在每种情况下使用。

[0165] 图8A、图8B和图8C

[0166] 这些附图示出了使用替代性的引导件30',其具有由轨道或其它结构限定的引导通道32',用于接收和导向呈远端引导线材18形式的细长的血管内元件。引导件30'将最好在导管14施加抽吸之前将其移除,因为否则会阻塞抽吸的效果。引导件30'可以是机械可折叠的,以通过导管适当地输送和移除。引导件30'可以使用漏斗形的密封件16作为通道32'的一部分。

[0167] 图9A

[0168] 先前的附图显示了引导线材18形式的细长的血管内元件,其中添加了远端膜以提供各种期望的但仅仅是示例性形式的密封。密封件的远端可附接到微导管26,而近端不附接,使得当膜扩张时,其可通过未附接的端部部分地敞开。引导线材通常由钢构成,并且可能难以在引导线材18的侧面上可靠地打孔以输送流体。代替引导线材18或除引导线材18之外,从导管构造上述总体上描述的一个或多个系统可能更有用。

[0169] 导管通常由聚合材料制成。这将更好地允许在导管的壁中形成合适的流体孔。导管通常还具有比引导线材18更大的直径,但是当支架型取栓器24被输送通过导管时,导管常规地沿侧面引导并越过凝块。

[0170] 图9A示出了具有在其远端部分处附接的可径向扩张的密封膜20b的微导管26。将理解的是,可以替代地使用密封件20b的任何其它构造。在微导管26中,在扩张膜20b的区域下方或内部具有孔或孔眼35,以注入诸如气体的流体。图9A还示出了小的引导线材末梢部36延伸超过微导管26的远端,以协助将微导管26输送越过凝块10。这可以是适当地附着至

微导管的远端的引导线材部分,或者可以是延伸微导管26长度的更常规的引导线材的末梢部。为避免引导线材末梢部与导管的结合处的“台阶抬高”,可能需要在结合处放置填充剂(例如胶水或聚合物)以平滑过渡。而且,引导线材末梢部36和/或微导管远端末梢部26a可包括匹配的锥形,因此存在最小的过渡。如先前所示和所述,微导管26被插入并向远侧延伸超过凝块10。

[0171] 图9B

[0172] 图9B示出了微导管26已经向远侧越过凝块10。流体通过侧孔35注入以使膜20b扩张并抵靠血管12的内壁表面12a形成密封,从而可以沿近端方向施加正压以提取凝块10。侧孔35的数量可以改变。还可以在微导管26中于凝块10和血管壁表面12a之间放置另外的孔(未示出),以协助将凝块10从牢固附接至血管壁表面12a上释放。旋转微导管26以协助沿周向分离凝块10以使其可自由移除会是有用的。为了鼓励导管26在其转动时环绕凝块10,导管26可以沿其长度方向以缓和的螺旋或转弯或弯曲的方式制成。施加至导管26的振动可有助于凝块分离。压力和流体注入的振荡可以协助将凝块10与血管壁表面12a分离。向凝块10的远侧施加正压(例如箭头所示的气体注入),并通过抽吸导管14(真空)施加抽吸。然后可以移除凝块10。如前所述,凝块10每一侧的压力(正压和/或抽吸)的变化和振荡(即,使压力循环或脉动)可有助于移除凝块10。

[0173] 图9C

[0174] 该附图示出了与图9A和图9B所示装置相类似的装置。该微导管26具有穿过装置的长度的引导线材38。引导线材38还用于密封导管26的远端26a,从而可以在导管26内部发展正压以对密封膜20b加压。在引导线材38和导管26的内侧之间存在空间40,以注入诸如气体的流体以使膜20b扩张和加压。注入的气体将可径向扩张的膜20b压靠在血管壁表面12a上以形成密封并允许产生压力以将凝块10向近侧推动。在执行该过程中,首先可以将引导线材38向远侧引导超过凝块10。然后可以将导管26附在引导线材38上向远侧馈送超过凝块10。然后可如所示和描述在凝块10远侧的位置处注入气体。

[0175] 图10A

[0176] 用于移除凝块10的系统的构造可能是困难的、昂贵的并且在某些情况下可能是不稳定的,其中引导线材型元件或导管型元件是系统的一部分。作为选择,细长的血管内元件可以是标准的微导管26,并且标准的微导管26的内腔可以用作流动通道,以使远端密封件或膜20h充胀或径向扩张,并对20h和凝块10之间的区域正加压。将膜20h附接到引导线材18并且使其越过凝块10可能更便宜并且更容易。这将是创建的相对简单的装置。相对圆筒形的密封件或膜20h可以在引导线材18的远端末梢部附近附接到该引导线材并密封到引导线材38。带有该附接的膜20h的引导线材38被容纳在微导管26内部并从微导管内部输送,如图示。引导线材38和微导管26进一步被容纳在抽吸导管14内部并从抽吸导管内部输送并且在凝块10的附近。应当理解,可以使用任何其它合适的输送部件和方法来代替插入和操作微导管26。

[0177] 图10B

[0178] 该附图示出了微导管26内部的引导线材38(具有附接的密封件或膜20h)。这些装置已经朝远侧引导超过凝块10。在输送期间,膜20h在微导管26内部,以使其易于向远侧插入超过凝块10。

[0179] 图10C

[0180] 带有附接的密封件或膜20h的引导线材38在凝块10的远侧位置被推出微导管26。膜20h被加工为使得其敞开的近端比其远端坚硬并且一旦在微导管26以外便径向向外弹开或敞开。为了鼓励膜20h的近端敞开,可以将微小的超弹性弹簧元件(未示出)附接到膜20h的近端以协助其保持如图所示的形状。本文示出和描述的先前附图已经示出了用于封闭膜20h的系绳25,并且这些系绳也可以在该实施例中使用。系绳25可以是坚硬的并且由精细线材制成,所述精细线材被推动或以其它方式移动以使膜20h敞开。

[0181] 图10D

[0182] 然后将微导管26推向膜或密封件20h下方的引导线材38的端部,以进一步敞开密封件以使其与血管12的内壁表面12a接合。

[0183] 图10E

[0184] 然后,将诸如CO₂气体或其它流体的流体通过微导管26注入并从其远端喷出,以使膜20h在径向方向上更充分地扩张,从而在膜20h与内壁表面12a之间形成流体密封,并对凝块10远侧区域正加压。在线材38和导管26的内部之间有足够的空间以注入气体或其它流体。该替代方案的优点在于,在导管或引导线材中不需要侧孔。如图所示,引导线材38可以由附接的膜或密封件20h制成。膜20h可以被压缩和折叠以将其从微导管26内部输送。

[0185] 图11A

[0186] 在该附图中,示出了展开膜或密封件20的替代方式。该系统包括带有附接的膜20的引导线材18,该膜在微导管26的顶部上折叠或塌缩。微导管26的末梢部在膜20下方前进,并且接近膜20与引导线材38的附接点。在这一点上,膜20在径向上位于微导管26的外部。微导管26和引导线材38被向远侧推动超过凝块10。在典型情况下,引导线材38穿过微导管26之处存在突然的直径变化,并且这会使导管26的引导更加困难。膜或密封件20被定位成通过覆盖该过渡部而使微导管26的通道平滑。该布置的优点在于,不必在密封件或膜20内部推进微导管26。膜的构造更简单,并且消除了微导管26缺少膜20的内部而使膜20充胀的风险。

[0187] 图11B

[0188] 该附图显示气体或其它流体已经通过微导管26注入。气体从微导管26的远端末梢部26a出来,该远端末梢部位于膜20以内的深处。这使膜20扩张并产生远端密封件20。系统上的压力于是促使凝块10离开血管12。

[0189] 一旦通过注入CO₂或其它流体使膜20展开,微导管26可以移向凝块10,并且微导管26的末梢部可以带回到凝块10中(在凝块10与血管壁表面12a之间)。可以注入CO₂或其它流体以协助将凝块10与血管壁表面12a分离。如先前所解释的,CO₂可以利用压力振荡被脉冲化以协助将凝块10从血管壁表面12a脱离。与所有其它实施例一样,压力可以替代地是恒定的或几乎恒定的,或者在过程的不同部分期间可以使用脉冲压力和恒定压力的组合。而且,可以将振动施加至线材38或导管26上,以快速移动凝块10和血管壁表面12a,并帮助释放凝块10。流体注入、振动和/或压力振荡的组合可能非常有用。

[0190] 如本文中也讨论的,可以通过抽吸导管14在凝块10的近侧提供正压和抽吸。真空和正压中的脉动可以增强该凝块移除系统的效力。微导管26和/或引导线材38可包括一个或多个台阶。在这种情况下,当导管26旋转时,它将趋于环绕凝块10以将其与血管壁表面

12a分离。

[0191] 微导管26可以包括也具有稍微蜿蜒形状或具有U形转弯的振荡。该构造通常被设计成偏离导管26的中心轴线的线。例如,偏差可以类似于锯齿而左右交替或一侧到一侧交替。结果将是允许微导管26相对于凝块10旋转和/或以其它方式移动,从而通过在旋转期间逐渐迫使导管26在凝块10和血管壁之间移动而有助于将凝块10与血管壁表面12a分离。在此进一步讨论并示出了示例。

[0192] 微导管26还可来回移动越过凝块10以协助释放或移开凝块10。可将负压或抽吸压、正压、抽吸振荡或脉动和/或正压和/或振动相结合使用。而且,围绕凝块10的一个或多个部件的旋转可有助于引导线材38或导管绕凝块10的周边行进并有助于将其移除。

[0193] 相对于任何和/或所有实施例,可以出于各种目的提供控制器22(例如图1B所示)。例如,控制器22可以提供压力等级变化、压力的脉动或振动中的频率和幅度变化、压力的类型(抽吸和/或正压)、振动的提供和/或与凝块移除技术直接相关的其它方面。附加地或替代地,控制器22可以测量失血量以确保患者在手术过程中不会流失过多的血液,和/或控制器22可以测量系统中的压力以监测凝块10的状态。在后一种情况下,零压力可能表明凝块10紧靠抽吸导管14的远端,而一定等级的连续抽吸压力可能表明凝块10在移除过程中正在向近端移动通过抽吸导管14。可以将振动施加至凝块10附近的任何装置,即抽吸导管14、微导管26和/或引导线材38。

[0194] CO_2 被迅速吸收。但是有可能气体可能保留在膜20下方,在该处该气体不接触组织以吸收它。为了在移除凝块之后移除导管系统,可以向微导管26的末端施加抽吸以移除膜20下方的气体。这将使膜20变平并使移除更容易。可以将抽吸施加至任何所述变型的微导管26,以协助使膜20塌缩并将其移除。

[0195] 图12A至图12D

[0196] 这些附图示出了微导管26中的侧孔35。微导管26可向近侧收回,使得侧孔35位于凝块10的位置。或者,微导管26可如图12A所示设计成不需要微导管26的近端运动来使孔35a与凝块位置对准,例如在凝块10和血管壁表面12a之间。这将允许在凝块10和血管壁表面12a之间注入气体或其它流体。

[0197] 如图12B进一步所示,可在微导管26的侧面上制造可充胀的叶片或翅片44。可通过微导管26中位于翅片或叶片44下方的附加侧孔来使所述翅片或叶片充胀。这些翅片或叶片可以由平放在导管26上以便插入的小薄膜制成。孔35a可以与微导管26中的远侧超过凝块10的孔35连通。当远侧孔35对向远侧超过凝块10的区域加压时,翅片或叶片44将开始扩张。翅片或叶片44的尺寸可以为大约1mm至3mm。翅片或叶片44可以像在导管26周围的鞋上的鞋钉一样布置。它们也可以形成诸如螺钉或螺旋的结构,其有助于接合凝块10,并且因此当导管26被拉回时凝块10可以向近侧被拉出。翅片或叶片44也可以由单独的通道(未示出)填充,使得它们不依赖于使用远侧超过凝块10的孔35或与之相关。诸如翅片或叶片44的突起可以包括任何有用的形状并且微导管26可以有助于捕获凝块10。突起44还可以有助于将凝块10与血管壁表面12a分离。

[0198] 图13A

[0199] 该附图显示了在微导管26上输送的近端密封膜16。微导管26位于抽吸导管14内。带有向远侧密封的膜20g的线材38已越过凝块10。可通过使密封件敞开的超弹性框架扩张

所述膜密封件20g。可以通过正压、即通过将流体注射通过微导管26而能扩张膜密封件20g。为了输送,膜20g或密封件可以在微导管26内倒置,并用引导线材或通管针(未显示)推出微导管26。

[0200] 图13B

[0201] 如该附图所示,近端密封件或膜16已经相对于血管12的内壁表面12a形成了密封,例如先前所示和所述的那样。

[0202] 图13C

[0203] 如该附图进一步所示,如之前所示的远端密封件20g或膜折叠在其自身上。当气体或其它流体从线材38内部被引导时,膜20g扩张并开始铺开。膜20g最终接触凝块10,并沿近端方向将凝块10推向抽吸导管14。

[0204] 图13D

[0205] 如图所示,凝块10已被推入近端膜16的接收端。近端膜16包裹在凝块10周围,并在将凝块10拉入抽吸导管或真空导管14时帮助保持其完好无损。这样可以减少凝块破裂和颗粒在大脑更远端栓塞的风险。具有更长的近端膜16也可能是有用的。凝块10的长度通常至少为10mm。可以完全容纳凝块10然后在末端被展开的远端密封膜20g密封的膜16将被完全容纳,并且在移除期间安全防止栓塞。

[0206] 图14A

[0207] 如该附图所示,近端密封件16附接至抽吸导管14。应当理解,近端密封件或膜16可采用许多不同的形状和尺寸。例如,近端密封件16可以比所示的更长,并且可以在抽吸导管14内倒置以进行输送,并且然后被推出以进行密封。该附图还示出了凝块10和线材38,所述线材携带有在其展开(例如卷起或以其它方式塌缩)之前的远端膜密封件20g。

[0208] 图14B

[0209] 近端膜密封件16已经被启用。只需少量压力即可径向扩张或展开该密封件16。

[0210] 图14C

[0211] 微导管26已经沿着线材随折叠膜20g一起前进。CO₂或其它流体可用于充胀并且膜20g如所示扩张。

[0212] 图14D

[0213] 如在先前系列13的附图中,远端膜20g将凝块10推入近端膜16或至少朝着近端膜16推入。可替代地,组合的近侧抽吸力和远侧推力可以导致凝块10的近侧运动。然后可以移除凝块10。

[0214] 还可以在凝块10的远端,即在近端方向上施加正压,以协助在近端方向上推动凝块10。凝块10远侧的正压和凝块10近侧的抽吸的组合在凝块提取中也非常有用。

[0215] 可以改变抽吸和/或正压,例如通过循环或脉冲改变。抽吸的变化可能是轻微的或突然的。它可以以重复的循环或可变的循环使用,也可以以任何有助于移位凝块10的抽吸和/或正压变化来使用。抽吸和/或正压可以任何压力模式施加。可以同时或根据需要(循环或脉冲、压力等级或其它变量)调节正压和抽吸,以产生移除凝块10的最佳设置。

[0216] 在凝块10的近侧和远侧都施加正压也可能是有帮助的。这可以协助扩张血管12并将凝块10与血管12的壁表面12a分开。血管12以内的凝块10倾向于粘附至血管壁表面12a。通过用正压拉伸血管12,血管12可以扩张,并且至少部分或甚至全部凝块10可以与血管壁

表面12a分离。

[0217] 在现有的或更传统的抽吸导管基础上进展的装置是有利的,该装置具有可径向扩张的密封件,例如所示的漏斗形远端16,并且有助于在抽吸导管14的端部施加密封。漏斗形的密封件16可以由形状记忆或超弹性材料制成,所述形状记忆材料或超弹性材料塌缩以插入并敞开以密封。形状记忆或超弹性材料(例如NITINOL)可以包含密封膜或覆盖材料,以产生完整的密封。密封材料可以是塑料,例如ePTFE。这样的单独装置将允许介入放射科医师和神经科医师使用他们现有的抽吸导管,以及然后在将抽吸导管14已放置到位后分别添加密封件。

[0218] 图15

[0219] 该附图示出了带有非线性部段50的微导管26,在该示意性实施例中,该非线性部段是盘旋的或螺旋形的。微导管26的旋转,例如当微导管26被向远侧引导经过凝块10时,可帮助使凝块10与血管12的内壁表面12a脱离接合,从而使凝块10的移除更容易。

[0220] 图16A

[0221] 在以上结合的申请中的先前附图已经示出了可充胀的或可径向扩张的膜或密封件20至20g,其在血管12中的凝块10的远侧或之外的位置提供用于正压的密封。可以在细长的血管内元件(例如,引导线材型结构或导管型结构)上输送远端膜或密封件。

[0222] 当远端膜或密封件被加压时,一种风险是流体向远端逸出并且密封不能充分形成。本文描述了许多避免这种情况的选择,例如双层膜、具有较小近端开口的成型膜等。

[0223] 在这一系列附图中示出的另一种选择是使用凝块10来封闭远端膜或密封件20i的敞开的近端。在此,使膜20i前进,使得膜20i的近端(敞开端)被捕获在内部血管壁表面12a和凝块10之间。这封闭了膜20i的近端,从而当其被流体充胀时,确保膜20i扩张并形成密封。

[0224] 图16A至图16C还示出了抽吸导管14,其带有附接的或一体的漏斗形密封件16,以与血管12产生密封并改善抽吸以移除凝块10。产生该近端密封件16的另一种方式是使用常规的现成的圆筒形抽吸导管,并且然后在外科手术期间添加漏斗形密封件16。下面将更全面地描述此选项。近端密封件16可以附接到长线材,以使其顺着抽吸导管14前进。密封件16可以由镍钛诺(NITINOL)或其它形状记忆材料的可扩张框架制成。可以添加膜盖以增强密封性。如果网致密,形状记忆网本身就足以密封,但增加固体或不透流体的覆盖物可能会产生更坚固的流体压力密封。如图所示,远侧密封膜20i靠着微导管26塌缩,使得它可以向远侧输送超过患者血管12中的凝块10。

[0225] 图16B

[0226] 该附图示出了流体被注入到膜20i内部。流体将凝块10远端的膜20i填充,并使膜20i靠着血管壁表面12a扩张、即产生密封,并确保膜20i完全扩张,并且流体不会向远侧逸出至任何显著的范围。

[0227] 一旦膜密封件20i被填充到凝块10的远端,就引入了额外的流体。膜20i开始包裹在凝块10周围。这很重要,因为膜20i围绕凝块10的运动将有助于将凝块10与血管壁表面12a分离。如前所解释的,将凝块10与血管壁表面12a分离非常重要,因为它释放了凝块10与血管壁表面12a之间的任何附着,以促进凝块的移除。这提高了凝块10可以被提取的机会。图中的箭头示出了膜20i将包围凝块10的过程。

[0228] 图16C

[0229] 膜20i已阻塞了凝块10远端的血管12。膜20i显示为包裹在凝块10周围,并且至少在围绕血管12的部分途中将凝块10与壁表面12a分离。膜20i显示为在近端敞开。膜20i实际上可以在近端处是闭合的(如图所示)或部分闭合,以有助于确保在流体开始向近端逸出之前,膜20i尽可能完整地包裹在凝块10周围。

[0230] 使膜20i完全扩张并保持输注流体也会是有用的。注入的流体可有助于分离未被膜20i接触的凝块10。如先前所解释的,可以从抽吸导管14向凝块10的近侧施加正压,或者以其它方式使血管12径向扩张,并帮助将凝块10与血管壁表面12a分离。包裹在凝块10周围的膜20i可以足够宽以完全包裹在凝块10周围。而且,在凝块10的每一侧上脉动/变化/循环正压和/或抽吸在提取凝块10方面也会是有用的。

[0231] 确保膜20i填充和阻塞血管12的远端部分的另一种方式是将膜20i从微导管26中输送出来,使得膜20i仅部分展开(例如,中途展开)。这将捕获流体并使膜20i充胀。在膜20i扩张之后,膜20i的其余部分可以从微导管26中挤出。微导管26可以缓慢地抽出,从而允许膜20i在抽出微导管26时依次包裹在凝块10周围。换句话说,引入初始量的流体,并且该流体在装置的远端填充或扩张膜20i。然后将导管26抽出几毫米,并且将额外量的流体引入到膜20i所包含的区域中。膜20i包裹更多的凝块。重复该过程,直到所有凝块10与血管壁表面12a分离。

[0232] 图16D

[0233] 该附图是剖视图,示出了微导管26沿侧向初始插入凝块10以及环形密封膜20i的初始展开。

[0234] 图16E

[0235] 与图16D相比,该附图是在进一步展开期间围绕凝块10包裹的膜20i的剖视图。随着引入更多的流体,膜20i充胀并依次围绕凝块10延伸。膜20i的形状可以被尺寸设定成使得膜20i甚至完全包封并包裹在凝块10周围。这将使凝块10从血管壁表面12a沿周向分离。这还将导致凝块10被膜20i完全包封。这可以允许凝块10在“茧”状的膜封闭物内被移除,该膜封闭物防止凝块10碎裂,因为其被保持为一件以便移除。虚线示出了膜20i的变体,其可以完全包裹在凝块10周围。

[0236] 该膜20i被示为附接到微导管26。引导线材型结构或其它类型的细长的血管内元件可以替代地用于附接膜20i以产生类似的装置。图16A和图16C中的箭头示出了一旦凝块10已部分地或完全地从血管壁表面12a释放,便从抽吸导管14施加抽吸以移除所述凝块。再次,靠近抽吸导管14的远端的漏斗形密封件16可以是整体的或以其它方式附着以便与抽吸导管14一起输送,或者它可以作为单独的组件被输送,在这种情况下,抽吸导管14本身可以是传统类型。

[0237] 图16F

[0238] 这示出了膜密封件20i的总体形状。远端52是缩窄的。它可以包括更尖的末梢部、圆头末梢部或任何有用的形状,例如子弹型形状。在近端部分54处,膜20i更呈圆筒形状。接近地,膜20i对于具有更宽的圆筒体来包裹更多的凝块10可能是有用的。

[0239] 图17A和图17B

[0240] 这些附图示出了类似于先前布置的装置。在此,膜20j包裹在凝块10周围,但是膜

20j在其端部是封闭的。包裹在凝块10周围的膜20j与微导管26、引导线材38或其它形式的细长的血管内元件耦接或以其它方式携带于其上。在这方面,对于所有实施例,细长的血管内元件的形式可以采取许多变化。引导线材或导管中具有与膜20j内部的空间连通的开口35,使得流体可以顺着导管或引导线材引入以使膜20j扩张。

[0241] 在图17B中,膜20j已经扩张,并且已经包裹在凝块10周围并包封所述凝块。凝块10以虚线显示在膜20j的内部。膜20j的端部显示为敞开的。也可以使充胀的膜20j在凝块10的一端或两端闭合以防止凝块10的任何部分逸出。

[0242] 图17C

[0243] 该附图示出了包裹在凝块10周围的膜密封件20j的横截面。

[0244] 图17D

[0245] 在图17C的该变型中,膜20j具有“结合部(weld)”或附件56,当膜20j扩张时,其将膜20j保持在平坦的形状。这将有助于确保膜20j沿周向包裹在凝块10周围。这些附件56可以是点附件或线或圆或任何有用的形状以实现该结果。该附图以虚线示出了“结合点”56。

[0246] 图18A

[0247] 这示出了微导管26或引导线材60的侧视图,所述微导管或引导线材处于允许将其插入患者体内的形式。可充胀膜20k具有与内腔的连接,该内腔允许膜20k一旦进入患者的血管(未示出)内就可以扩张。

[0248] 图18B

[0249] 该附图示出了膜20k扩张。膜20k形成可以保持引入的流体的封闭空间。膜20k与微导管内腔连通以填充流体。该附图示出了各种形状的结合点62,这些结合点使膜20k不扩张成更加球形的形状。通常,该膜20k在可用于将凝块10与血管壁表面12a分离的平面中扩张(参见本文中的其它附图)。

[0250] 结合形状可以变化以协助维持充胀膜20k的形状。膜20k充胀成圆筒形形状以使其大致遵循血管12的内壁表面12a充胀且将凝块10保持在内部也是有用的。这可以通过使膜20k的一侧比另一侧短来实现,或者通过调节结合部以将充胀结构引导成圆筒形或其它管状形状来实现。一旦凝块10包含在膜20k内,它将有助于防止栓塞物向远侧行进并引起中风或下游脑部损伤。在这方面,膜20k用作可径向扩张的密封件。

[0251] 图18C

[0252] 该附图示出了扩张膜20k的剖视图。结合点62用于控制膜20k的扩张形状,即用于包封凝块10的大致圆筒形形状。

[0253] 图19A

[0254] 该附图再次示出了处于塌缩状态的凝块提取装置或膜201,其理想地插入患者体内。细长的血管内元件(例如引导线材或微导管60)提供了用流体填充膜201的通道。细长的血管内元件(例如引导线材60)与膜201中的一个或多个内部空隙或空间连通,以使最初封闭或塌缩的膜201扩张。

[0255] 图19B

[0256] 先前的图18A和图18B示出了被设计成包裹凝块10的膜20k。由于存在大量的膜20k塌缩,可能难以塌缩该宽大的膜20k以便插入。图19B示出了具有许多密封切口的膜201,所述密封切口由从引导线材或微导管60的中央内腔充胀的流体连接的一系列联接元件64分

隔开。可充胀的联接元件64可以在三个维度上成型以形成包裹凝块10的管或圆筒体。这里显示了五边形和六边形的形状,但是可以使用这种类型的格子结构的任何形状。敞开的格子的优点是减少了材料以允许卷边以进行输送。

[0257] 应该注意的是,可以构造这种相同形状的装置而不需要流体充胀。格子可以由诸如NITINOL的可塌缩材料或其它超弹性材料构造而成。格子可被在导管内卷边以进行输送,并且一旦从导管释放,格子可自扩张成该形状。

[0258] 图19C

[0259] 该附图示出了在血管12内的装置,该装置被充胀并包裹凝块10。该装置安装在组合的引导线材和微导管26上。在导管26的远端末梢部26a处到引导线材38的附接产生防止被引入的流体在末梢部处泄漏的密封件。

[0260] 微导管26是中空的,并且允许流体填充包裹在凝块10周围的膜201。膜201以允许流体填充、即大致如本文所述使膜201扩张的方式流体耦接至微导管26的内腔。

[0261] 包裹在凝块10周围的膜201可以在近端或远端中的一个或两个处形成封闭物。这将进一步帮助防止凝块10的碎片逸出。

[0262] 该附图还示出了箭头,该箭头示出了抽出微导管26以移除封闭充胀的膜结构内部的凝块10。

[0263] 存在带有漏斗形的近端密封件16或嘴的抽吸导管14。如果需要,可以将组件201、26、38拉过抽吸导管14。箭头示出了微导管26用来移除格子结构内的凝块10的行进方向。替代地,与所有其它实施例一样,凝块10可将其自身附着至抽吸导管14的远端末梢部或端部,并且抽吸导管14于是可与附接的凝块10一起收回。

[0264] 图20A

[0265] 该附图示出了从血管12移除凝块10的另一种方式。带有漏斗口16的抽吸导管14显示为靠近凝块10,并且以如本文所述的任何方式构造。凝块10在血管12中被压紧。微导管末梢部26a已经向远侧经过凝块10。该微导管26具有引导线材末梢部36。微导管26具有中空内腔,以用流体填充凝块提取或移除装置70。应该注意的是,装置芯或脊可以完全由引导线材构造,也可以由没有引导线材末梢部的微导管构造。示出了可充胀结构,并且其可包括环形可充胀膜20m。膜20m可截留和/或围绕凝块10。

[0266] 图20B

[0267] 该附图示出了环形可充胀膜20m扩张。当扩张时,膜20m形成“指状部”72,其围绕凝块10包裹并容纳凝块。指状部72朝着凝块10扩张,然后如图所示包裹以容纳凝块10。可替代地(未在图中示出),指状部72可以被插入并沿着微导管脊或芯的长度完全扩张,从而然后在指状部充胀时将凝块10包裹起来。近端和远端膜部分74、76可以是连续的(即,接合的近端和远端指节)。当充胀时,指状物72将完全覆盖并捕获凝块10以用于密封目的。该附图示出了箭头,该箭头指示凝块10被拉出。

[0268] 图21A

[0269] 该附图示出了在先前附图中示出的可充胀指状结构的变型。如前所述,凝块10在血管12内,并且漏斗形的密封件16和抽吸导管14在凝块10的近侧。示出的芯或脊由带有引导线材末梢部36的中空且可填充的微导管26组成。由聚合物气体可填充管组成的细杆80或极有可能由线材或还有诸如缝合材料(例如聚丙烯)的聚合物组成的细杆80在可充胀球根

端82、84之间延伸。在杆的端部,杆80与可充胀球根端82、84接合或附连。为了帮助张开杆80,杆80可以包裹在可充胀球根端82、84的远端上。杆80塌缩抵靠由导管26提供的脊。

[0270] 图21B

[0271] 可充胀端部82、84被扩张。杆80绕血管12的内周扫掠并且从血管壁表面12a刮下凝块10。可充胀端部82、84还可使血管壁扩张,以协助杆80包裹凝块10。杆80显示为围绕凝块10并将凝块10捕获在内部以进行提取。杆80已经通过使可充胀球根端部82、84充胀而移动到位。所述充胀使杆80围绕凝块10。凝块10可以被提取或附接到抽吸导管14的远端。

[0272] 图21C

[0273] 该剖视图示出了附接有微导管26的可扩张球根端部82中的一个。示出了杆80处于径向扩张位置以围绕凝块10。杆80可以定位或包裹附在端部82、84上。

[0274] 图22A和图22B

[0275] 膜20o的这种变型示出了不包裹在微导管26周围的可充胀球根端部86、88。可充胀球根端部86、88使可为可充胀的或仅由金属线材或聚合物线材构成的线材或杆90移动以包裹在凝块10周围。在导管26和球根端部86、88之间存在流体连接,以允许它们填充有流体并在所示的位置扩张以在凝块10相反的近端和远端上密封血管12。

[0276] 图23A和图23B

[0277] 可以通过流体充胀以外的其它方式来激活包裹凝块10的杆。在这些附图中,凝块提取装置被显示为包括杆92,围绕凝块10的包裹物被携带在具有引导线材末梢部36的微导管26内。杆92在每一端部均附接到可塌缩支架94、96(杆的每个端部各有一个支架)。近端和远端支架94、96在微导管26内塌缩以用于插入。可以收回微导管26,以允许支架94、96自扩张。在这方面,本文描述的任何支架或类似支架的结构可以是自扩张类型的。支架94、96及其至杆92的附接扩张并使得所述杆92围绕凝块10包裹。支架94、96可以由形状记忆材料如NITINOL制成,或由在从导管释放时自动扩张至期望形状的任何其它超弹性材料制成。

[0278] 这将凝块10与血管壁表面12a分离,并且然后杆92将凝块10捕获在内部。开放式支架94、96也可以协助凝块抽出。它们可以包括缩窄端,以允许将支架拉回以容易地移除凝块10。支架94、96可以被不同地成型。使杆92围绕支架移动的任何支架改型将是令人满意的。一旦支架被展开,可以移除微导管26。然后可以拉动支架/杆装置以移除凝块10。图中未示出的是牵拉线材以收回被捕获的凝块10。理想地,近侧支架94的近端具有附接到其端部的线材(未示出),并且该线材将穿过抽吸导管14,以便介入医师可以拉动线材并取回凝块10。

[0279] 图23C和图23D

[0280] 凝块10的相对两端处的支架94、96遵循着血管12的内腔并沿着血管12的弯曲壁扩张将是有帮助的。由于这些支架94、96携带杆92,因此这将确保凝块10被杆92与血管壁表面12a分开,并且杆92将截留凝块10。这些剖视图示出了支架94以周向方式展开以绕着凝块10的周边携带杆92。

[0281] 图24A和图24B

[0282] 使用杆(线材、聚合物等)包裹凝块10有助于将凝块10与血管12的壁面12a分开并捕获凝块以将其移除。先前的系列附图23显示了一对可扩张的支架94、96,其携带杆92,以便它们包裹凝块10。图24A和图24B显示了支架或流体充胀的替代方法。该系统使用两个分别位于近端部分和远端部分并由杆或线材104隔开的环100、102。当系统从微导管26或其它

细长的血管内元件内部释放时,环100、102可以自激活。相反,可以通过拉线(未示出)来激活环100、102,从而使环100、102移动到激活位置。环100、102可以由诸如不锈钢的线材或诸如NITINOL或其它超弹性材料的形状记忆材料形成。

[0283] 在图24B中,微导管26仍处于就位。如果系统是从微导管26内部输送而不是由微导管26携带,则可以移除微导管26。环100、102执行与支架94、96相同或相似的功能。环100、102围绕凝块10引导杆104以分离和提取凝块10。还示出了可选的远端膜或密封件20,诸如附接到远侧环102的袋状部件以确保碎片或凝块材料不会从凝块10的下游通过。

[0284] 图25A和图25B

[0285] 这些附图示出了用于抽吸导管14的替代性漏斗形的远端结构16。代替支架的致动,有一个线材环或箍110,该线材环或箍110翻转就位并使漏斗口或近端密封件16敞开。在该实施例中,密封件16是与抽吸导管14分离的部件,并且在抽吸导管14的远端处推入到位,在此处激活线材环110以将近端膜或密封件16固定到抽吸导管14的远端部分。在这些附图中示出了密封件的进展。漏斗形的密封件16于是执行本文所述的功能。

[0286] 图26A

[0287] 该附图显示了在血管12中被捕获的凝块10。传统的圆筒形抽吸导管14已前进到接近凝块10。如果将抽吸作用施加至标准导管上,则由于没有血管12的阻塞,将损失一部分抽吸力。这对以下行为非常有用:

[0288] 1) 密封血管12,以便施加所有抽吸力;

[0289] 2) 增加导管末梢部的表面积,以在凝块10上施加更大的抽吸力。典型的抽吸导管经过精心设计,以使其超薄,并且能够承受抽吸而不会塌缩。而且,这些导管必须能够通过较小且距操作者长距离的血管进行操纵。干预者变得非常容易操纵这些导管,并且定制制造具有漏斗形远端16的抽吸导管14可能破坏抽吸导管14的输送能力。因此,向现有导管添加漏斗形的可径向扩张的密封末梢部16会是更好的替代方案。

[0290] 该附图示出了由诸如镍钛诺(NITINOL)之类的形状记忆材料或其它合适的材料形成的塌缩管112,其具有可径向扩张的密封件16或漏斗口和圆筒体。该附图显示了在漏斗形部分或口16上的膜或覆盖材料。该覆盖材料是可选的,但可以改善所述密封件。Gortex/ePTFE的精细层可能是一个不错的选择,但也可以使用其它材料,例如生物材料(心包)或其它聚合物。存在附接到支架结构112的推动线材114以允许支架结构112被插入和移除。示出了支架结构或管112在导管116内部(虚线)。可以在没有导管的情况下插入此装置,例如直接从抽吸导管14内部插入。

[0291] 图26B

[0292] 漏斗末梢部16从抽吸导管14的端部挤出。更具体地说,它是从微导管26延伸。有可能将该漏斗末梢部16直接顺着抽吸导管14输送。由于使用形状记忆材料而允许的预先形成的形状,漏斗形密封件16以自扩张的方式形成或呈示出的形状。膜显示附在形状记忆材料支架上,但它可以在支架内部,或者膜可在支架的线材之间。

[0293] 图26C

[0294] 漏斗形的类似支架的密封件16已完全展开。箭头显示了抽吸导管14施加的抽吸力。漏斗口16通过径向扩张成抵靠血管12的内壁表面12a接合而形成密封件。漏斗形密封件16由此增加了抽吸表面积,以允许对凝块10更大的拉力。漏斗形密封件16还可以在该步骤

期间稍微拉伸血管壁,以协助将凝块10与血管壁表面12a分离。漏斗形的密封件16可以在抽吸导管14内部收回。或者漏斗形的末梢部16可以留在抽吸导管14内,并且整个导管系统被一起收回。

[0295] 漏斗形密封件16的远端显示为平坦的,例如垂直于导管14的纵长轴线。密封件16的远端可以替代地包括任何其它期望的形状,例如平坦但相对于垂直方向成一定角度,和/或包括任何其它形状或远端构造。例如,在远端上可以有一个或多个凹口,例如一个或多个U形凹口。这种形状可以允许远端更好地包裹或者以其它方式在凝块10与血管壁表面12a之间产生接合。在远端方向上敞开的一个或多个U形或其它合适形状的凹口或凹部可允许漏斗形密封件16的至少一部分将凝块10与壁表面12a分离,而凝块10的另一部分将位于密封件16内。

[0296] 图27A和图27B

[0297] 这些附图示出了在凝块10和血管壁表面12a之间使用正压(例如,流体的注入)来使凝块10与血管壁表面12a分离。该正压被引导通过微导管26。然后,可将正压导管26如图27B所示延伸超过凝块10,并且远端漏斗形或管状密封件20展开。在凝块10的近端施加进一步的正压和/或抽吸力会导致凝块10向近端移动以进行捕获和提取。可以使用一个或多个物理(与流体的相反)的操作工具来帮助从血管壁表面12a分离凝块和/或提取。一个示例是将正压管或导管26的远端(即,凝块10的远侧)部分形成为S形或其它非线性形状,这将有助于在旋转和沿着凝块10侧向进行近端运动时将凝块10与血管壁表面12a分离。可以使用线材118或类似元件使导管26围绕凝块10旋转,以将凝块10与血管壁表面12a分离。

[0298] 图28A至图28E

[0299] 这些附图示出了用于移除血液凝块10的说明性方法。如图28A所示,将抽吸导管14穿入患者的静脉系统,到达血液凝块10的部位,如图所示。抽吸导管14或者如图所示,在其远端包括可径向扩张的密封件16,例如通过将密封件16附着至其上或与其一体形成,或者将密封件16单独地穿过导管14并例如以先前描述的方式或其它合适的方式固定就位。如图28B中所示,远端密封件20被传递到凝块10的远侧并且用流体加压,如图所示,使得密封件20径向地扩张并自调节以抵靠血管12的内壁表面12a进行密封。正流体压力然后由微导管26沿近侧方向推抵凝块10而被引导,并且还使血管12在径向上扩张或膨胀以拉伸血管壁远离凝块10,参见图28B、28C和28D。例如,凝块10可以长7毫米并且宽2.5毫米,并且可以存留在2.5毫米宽的血管中。血管12应当拉伸到3.0至3.5毫米宽,并且可将凝块10与大多数呈圆周方式的血管内壁表面12a分离。如图28E所示,根据需要或期望,凝块10可通过抽吸结合正流体压力从近端移除。与所有实施例一样,根据情况的需要,流体抽吸和压力可以是恒定的、变化的(循环的或脉冲的)或两者兼有。

[0300] 图29A、图29B和图29C

[0301] 这些附图示出了类似于图28A至图28E中所示的用于移除血液凝块10的说明性方法,不同之处在于,还使用了机械凝块移开装置120来帮助将凝块10与血管内壁表面12a分离。如图29A所示,将抽吸导管14穿入患者的静脉系统到达血液凝块10如图所示的部位。抽吸导管14可以以以上结合图28A描述的方式之一或以任何其它合适的方式构造。如图29A至图29C所示,远端密封件20被传递至凝块10的远侧,并用流体加压,如图所示,以使远端密封件20径向扩张并自调节以抵靠内壁表面12a密封。大致如上文结合图28系列所描述的那样,

正流体压力然后被向近侧抵抗凝块10引导,并且还使血管12径向扩张或膨胀,以拉伸血管壁远离凝块10。为了进一步协助凝块10从内壁表面12a分离,如图29A和图29B所示,圆形或部分圆形的末梢元件(例如线材120)沿着凝块10的周边来回移动,优选在如图所示继续施加抽吸和/或正流体压力的同时。弯曲的线材或元件120可具有大于血管12的内曲率半径的曲率半径,以确保线材或元件120轻微地抵靠内壁表面12a,而不会损伤血管12。如图29C所示,根据需要或期望,凝块10可通过抽吸结合正流体压力从近侧移除。

[0302] 图30A、图30B和图30C

[0303] 该系列附图类似于图28和图29的系列,并且因此就与图示一致可采取的共用步骤而言无需重复描述。图30A至图30C中的差异在于,在抽吸导管14上已经设置了引导件122。该引导件122可以替代地设置在该方法中使用的任何其它部件上,并且引导件122在抽吸导管14上定位因此仅仅是一个例子。引导件122包括通道,该通道设置在导管14的远端处,并且更具体地,设置在径向扩张的元件或密封件16中。该引导件122以将元件18的远端沿侧向方向朝着血液凝块10的周边引导进入的方式接收细长的血管内元件。理想地,引导线材18的远端大致上在凝块10的周边与血管12的内壁表面12a之间穿过,并在凝块10的远侧离开,可径向扩张的密封件16准备好展开。然后以示例的前述方式之一展开可径向扩张的密封件16。然后,细长的血管内元件或引导线材18可以用于以先前描述的方式和目的注入正压流体,或者该元件可以替代地用作在移除方法期间捕获从凝块10释放的栓塞物的部件。

[0304] 本文中的描述示出并描述了利用由气体和/或其它流体例如液体产生的压力的凝块移除装置。气体可以是空气或任何其它有用的气体。氦气由于其密度低且易于注入到输液通道又小又长的小型导管中而被用于医疗应用。主动脉内球囊泵使用的这种气体由于其低粘度而可以非常快速地在患者体内的球囊中穿梭和穿出。气体(例如CO₂和氦气)的混合物可能有助于最大化组织吸收(CO₂)并改善可注射性(氦气)。

[0305] 还可将诸如盐水或染料的流体注入凝块10的远端,以加压本文所示和所述的膜密封件。

[0306] 在一种操作装置的替代方法中,可以仅在凝块10的远侧施加正流体压力。如医师所期望的,正流体压力可在凝块10的远侧被脉动化或振荡化或者压力可以大致恒定,或者可以使用脉冲/振荡流体压力和恒定压力的组合。

[0307] 凝块10可粘附至血管12的内膜(内)壁表面12a。可在凝块10的近端施加正流体压力以协助拉伸血管12和/或以其它方式释放凝块10。在凝块10的近端和远端结合的正压可以潜在地帮助将凝块10从血管壁表面12a释放以有助于提取。动脉内的凝块10在短时间内相当程度地粘附至血管壁表面12a。在凝块10的远侧和近侧振荡/脉动/循环压力以使其松动用于提取会是有用的。或者,向凝块10近侧施加的抽吸可与向远侧循环/脉冲的正流体压力交替以释放并移除凝块。也可以在凝块10的近端使用抽吸来移除凝块10。取决于根据本公开使用的特征的组合,抽吸可以振荡/脉冲/循环或恒定。

[0308] 近侧和远侧压力操纵(正压和负压力以及压力振荡)的组合可以确实改善凝块移除。凝块10的每一侧上的压力可以是恒定的或振荡的,以协助移开凝块10。

[0309] 还可以向系统添加控制单元22,以控制凝块10的近端压力和远侧超过凝块10的正压。该控制单元22可以包括泵和真空,它们可用于输送理想压力和压力波动。

[0310] 使气体或其它流体正向注入凝块10周围也会是有用的。向远侧经过凝块10的压力

充胀导管中的孔还可以包括邻近或接近凝块10以对凝块10冲击的孔。这可以协助将凝块10与血管壁表面12a分离,并有助于凝块移除。当通过外科手术移除凝块时,外科医师具有刮铲形工具以将凝块与血管壁分离。凝块10周围的气体输注或其它流体输注对于类似的效果会是有利的,而没有类似的血管损伤风险。

[0311] 为了维持理想的凝块移除条件,将压力传感器添加到控制器22会是有用的。这些传感器可以在控制单元内部或附接至凝块抽吸导管14和朝远侧超过凝块10放置的导管或者被包含在凝块抽吸导管14和朝远侧超过凝块10放置的导管中。可以在导管的有用位置添加小的微型换能器,以协助监测患者体内的压力。高压可能会导致血管破裂。太低的压力可能无法提供足够的力来移除凝块10。特定压力等级可能表示凝块10已堵塞抽吸导管14,或者凝块10在移除过程中正在向近端行进通过抽吸导管14。

[0312] 如之前所述,CO₂是放射学中的良好成像剂。当注入CO₂时,它提供的是负性图像,与为正性图像的染料(通常含有碘)相反。凝块10的长度通常是未知的,因为染料在凝块10处停止。通过使导管向远侧越过凝块10并注入CO₂超过凝块10,可以使凝块10的远侧成像。凝块10的一侧(近侧)上的染料与凝块10的另一侧(远侧)上的CO₂成像的这种组合可以提供有关凝块10长度的有用信息。这可以协助定位导管和装置以优化凝块10的移除。

[0313] 下表包含本文所示和/或描述的多个特征。可以通过使用表中列出的特征中的至少一个和/或通过组合表中的两个或更多个特征来组装本发明的系统、装置和方法的组合。注意,“RES”是指“可径向扩张的密封件”,例如本文示出和描述的各种各样的近端和远端膜或密封件。“EIE”是指“细长的血管内元件”,例如抽吸导管14、引导线材18、微导管26或本文设想的其它EIE。

[0314] 以下提供根据本公开的一些实施例的特征的非限制性表。其中一些特征涉及非结构性项目,例如抽吸力和/或正压输送和控制。在整个本说明书中,关于大多数实施例讨论了这些特征。例如,一些实施例将仅在凝块10的近侧上包括抽吸压力。作为一种选择,可以使用图1C中的结构而无需通过引导线材18供应正压,但是仍然使用通过导管14的抽吸。在这种情况下,远端密封件20将用作栓塞物捕获元件,以在栓塞物向下游进一步行进到大脑之前将其捕获。取决于所述情况,可以采用来自第1栏的一个或多个压力选项的其它组合以获得有益效果。如在整个说明书中所讨论的,使用者可以从多种流体选择中选择以在凝块10附近输送正压。一些选择在第2栏中列出,并且可以被单独使用或结合使用以达到用户期望的效果。远端RES选项在第3栏中列出,并且例如,在整个说明书中显示和描述为各种形式的密封件或膜。再次地,一个或多个远端密封件可以或可以不与表中所列的其它特征组合。近端RES选项在第4栏中列出,并且例如,在整个说明书中显示和描述为各种形式的密封件16。这些近端密封构型16中的一个或多个再次可以或可以不与表中所列的其它特征组合。第5栏列出了专门配置用于协助凝块移开和移除的装置或组件的选项。例如,关于图12B、图12C、图12D以及附图系列16至24示出和描述了一些具体示例,其中示出并描述了用于远端膜20的几种构造。第6栏列出了各种选项,其用于引导EIE(例如引导线材18或微导管26)进入凝块10的周边附近的位置,使得EIE可以邻近血管壁表面12a地被引导经过凝块10。结合图7A至图7F、图8A至图8C和图30A至图30C示出和描述了具体示例。第7栏列出了各种控制选项,这些选项可以单独使用或彼此结合使用,也可以与表中列出的一个或多个其它特征/选项结合使用。根据本发明的构思,下面任何给定的(1-7)栏中的特征可以单独或组合采用,

或者可以组合使用来自两个或更多栏的特征或多个特征以移开和移除凝块10。

[0315]

	1	2	3	4	5	6	7
	压力选项	流体选项	远端 RES 选项	近端 RES 选项	凝块移开/移除选项	引导选项	控制选项
A	恒定的近侧抽吸	空气	流体压力密封	漏斗形	可充胀 – 包裹凝块	机械且非可充胀 – 引导 EIE 至凝块周边	抽吸压力的等级
B	恒定的近侧正压	二氧化碳	栓塞物捕获装置	直接附接至导管	机械元件, 例如线材围绕凝块延伸	可充胀 – 引导 EIE 至凝块周边	正压的等级
C	循环的近侧抽吸	一氧化氮	在导管上携带	可与导管分离	盘旋或螺旋元件围绕凝块延伸	通道接收并引导 EIE 至凝块周边	循环抽吸的频率
D	恒定的近侧正压	药物(例如血管扩张剂或血液稀释剂)	在线材上携带	膜材料 – 无孔	类似支架的结构围绕凝块延伸	轨道接收并引导 EIE 至凝块周边	循环正压的频率
E	循环的远侧正压	氧气	管形	穿孔构造 – 例如类似支架、网	元件, 诸如沿着凝块轴向移动的线材	根据期望组合上述特征	循环抽吸的幅度
F	根据期望组合上述特征	盐水	斜切的近端(直的或弯曲的)	自调节密封件直径	根据期望组合上述特征		循环正压的幅度
G		根据期望组合上述特征	将管铺开	根据期望组合上述特征			测量患者失血量
H			多区段管				测量用于凝块状态的抽吸压力

[0316]

	1	2	3	4	5	6	7
	压力选项	流体选项	远端 RES 选项	近端 RES 选项	凝块移开/移除选项	引导选项	控制选项
I			根据期望组合上述特征				经由 EIE 或其它部件向凝块提供振动
J							根据期望组合上述特征

[0317] 虽然已经通过本发明的一个或多个实施例的描述示出了本发明,并且尽管已经相当详细地描述了实施例,但是它们并不旨在将所附权利要求书的范围限制或以任何方式限制于这样的细节。附加的优点和修改对本领域技术人员将是显而易见的。因此,本发明在其更广泛的方面不限于所示出和描述的具体细节、代表性产品和方法以及说明性示例。相应地,可以在不脱离本发明总体构思的范围的情况下偏离这些细节。例如,取决于期望的结果和伴随的优点,本文所述的任何单个特征或方面可以单独采用或以任何组合一起采用。

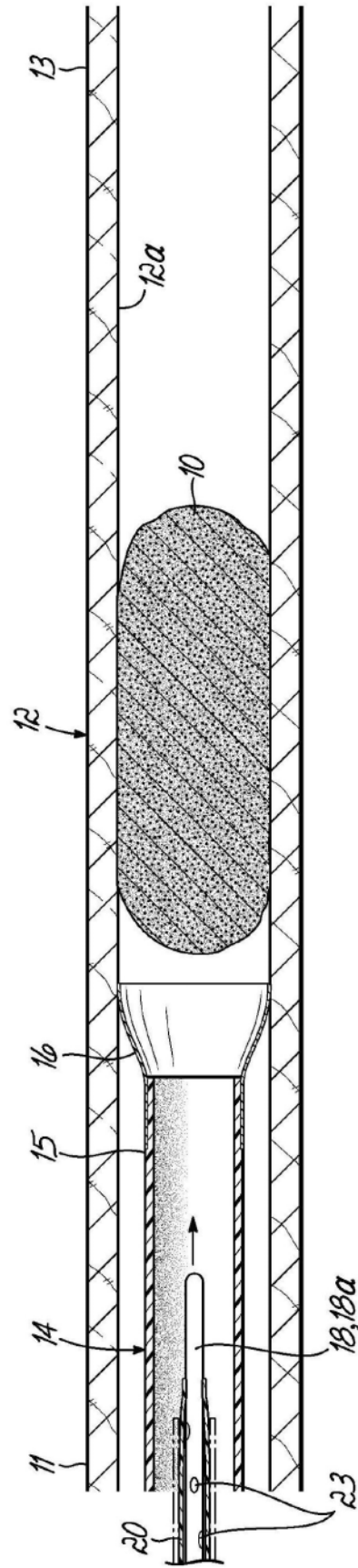


图1A

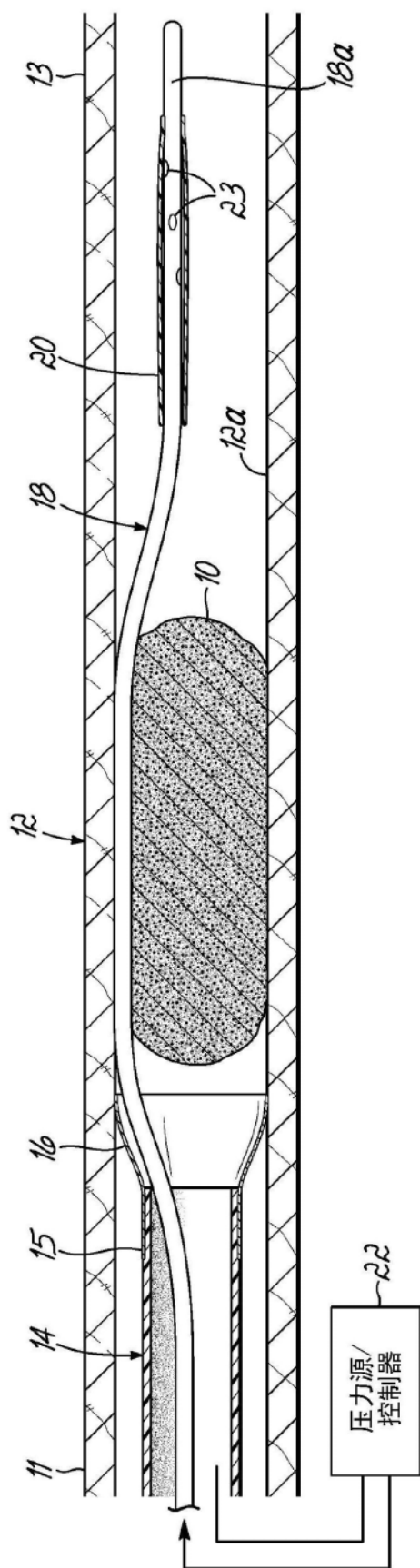


图1B

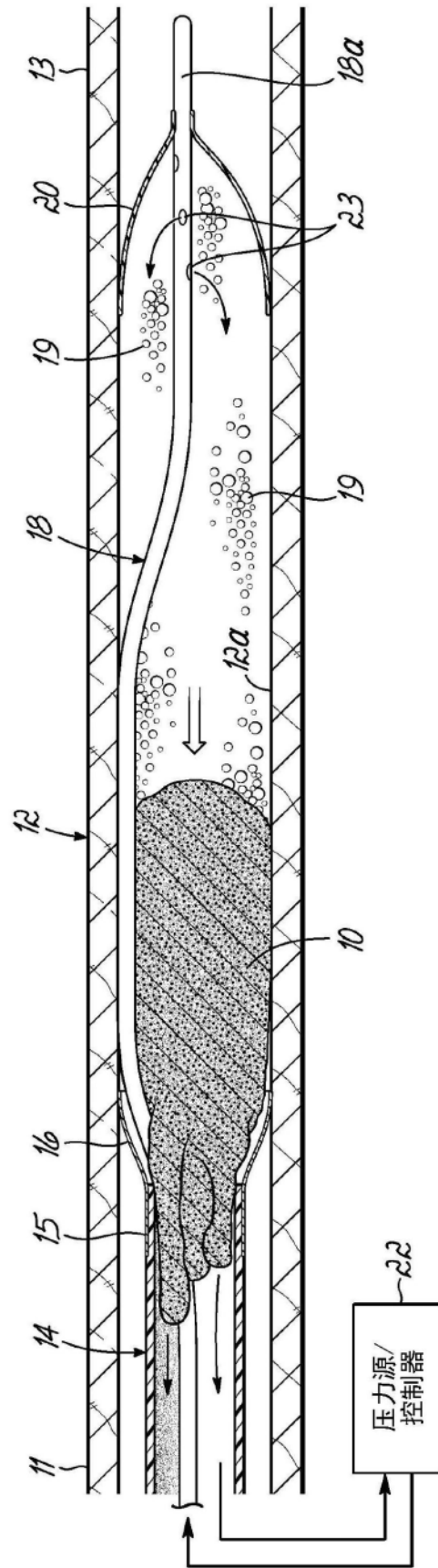


图1C

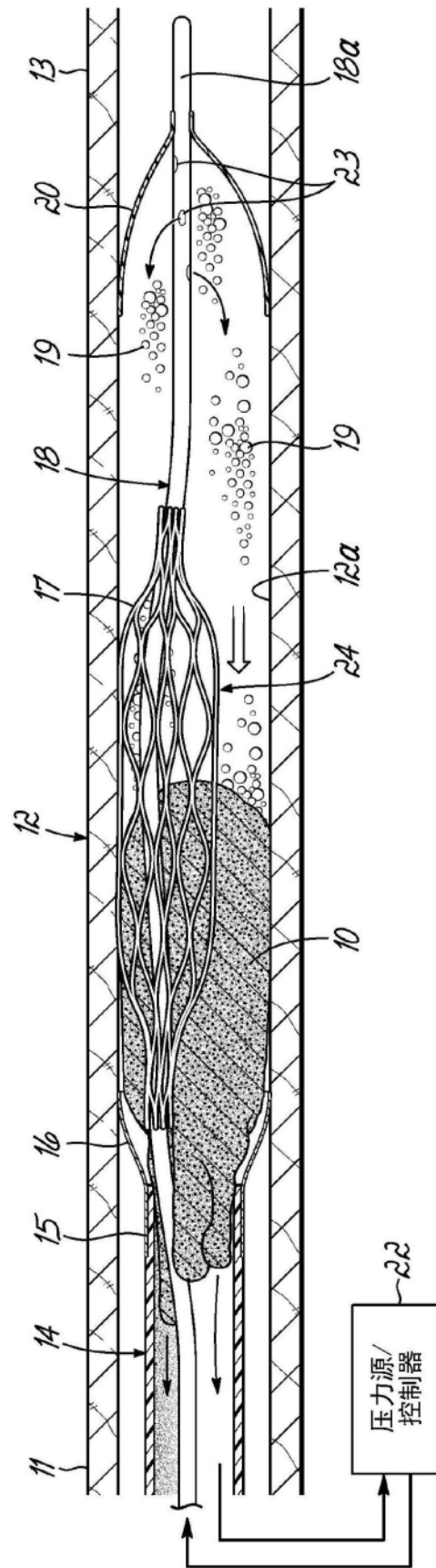


图1D

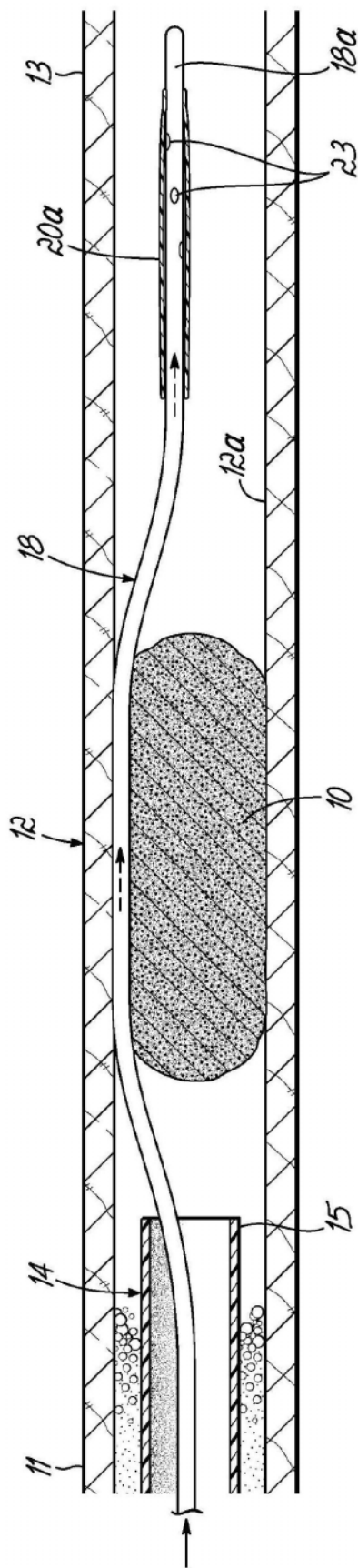


图2A

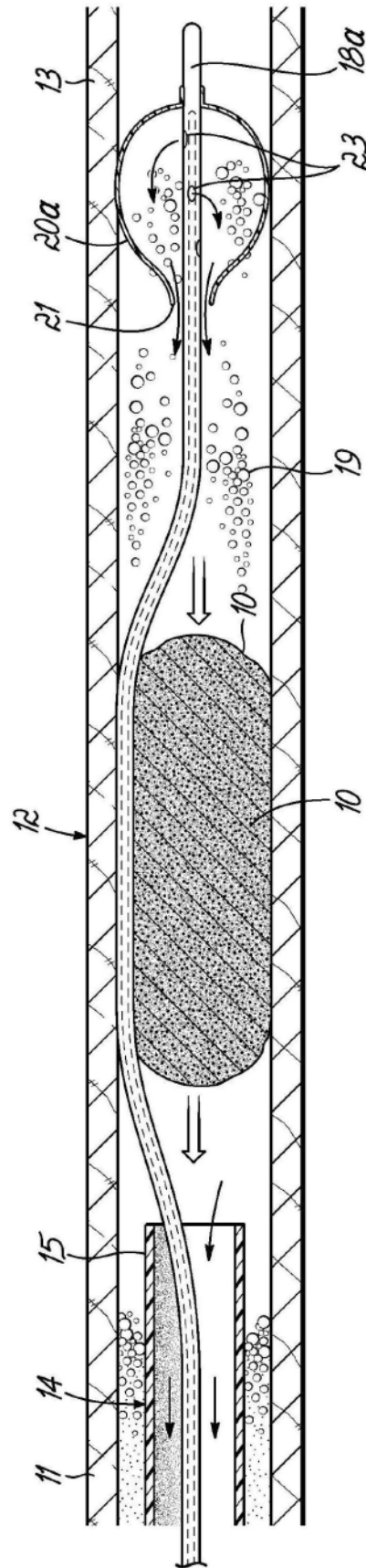


图2B

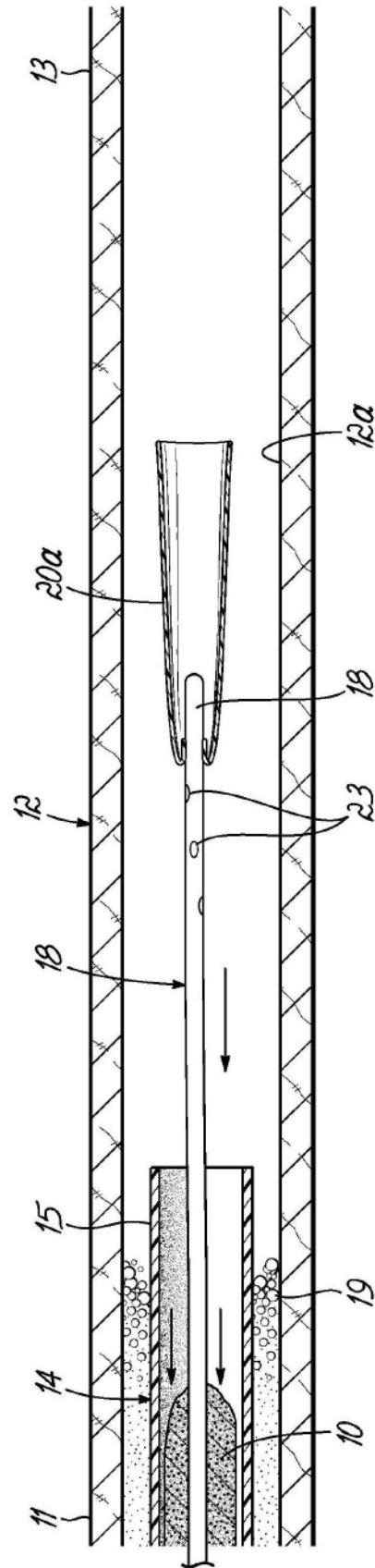


图2C

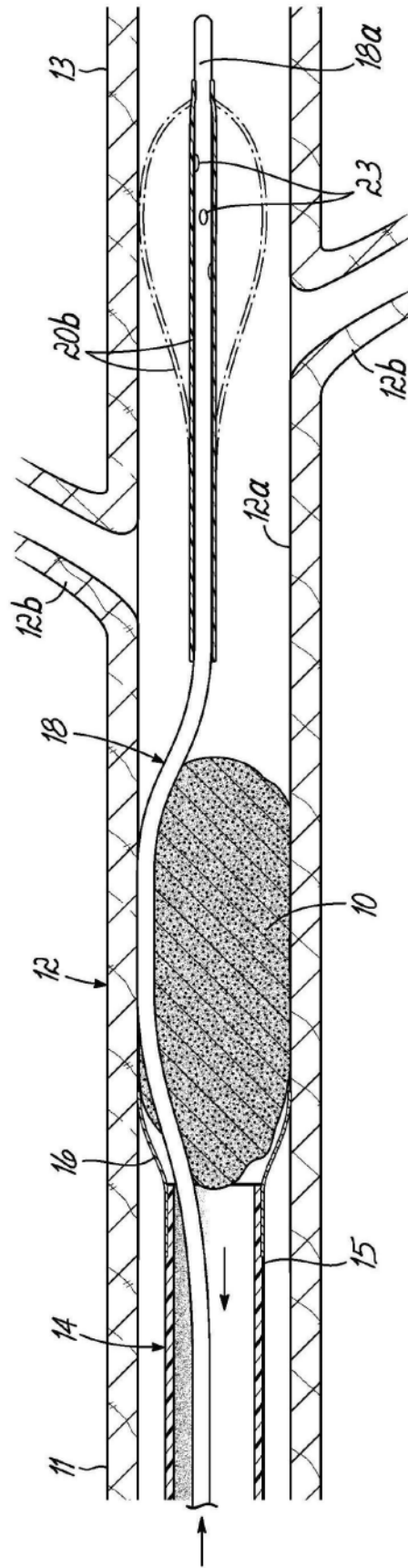


图3A

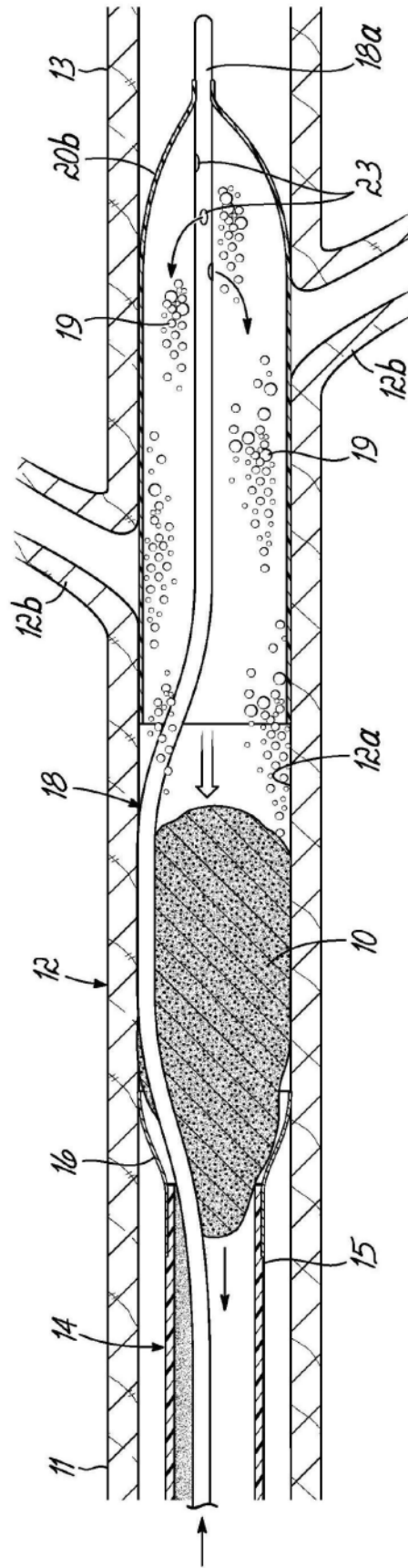


图3B

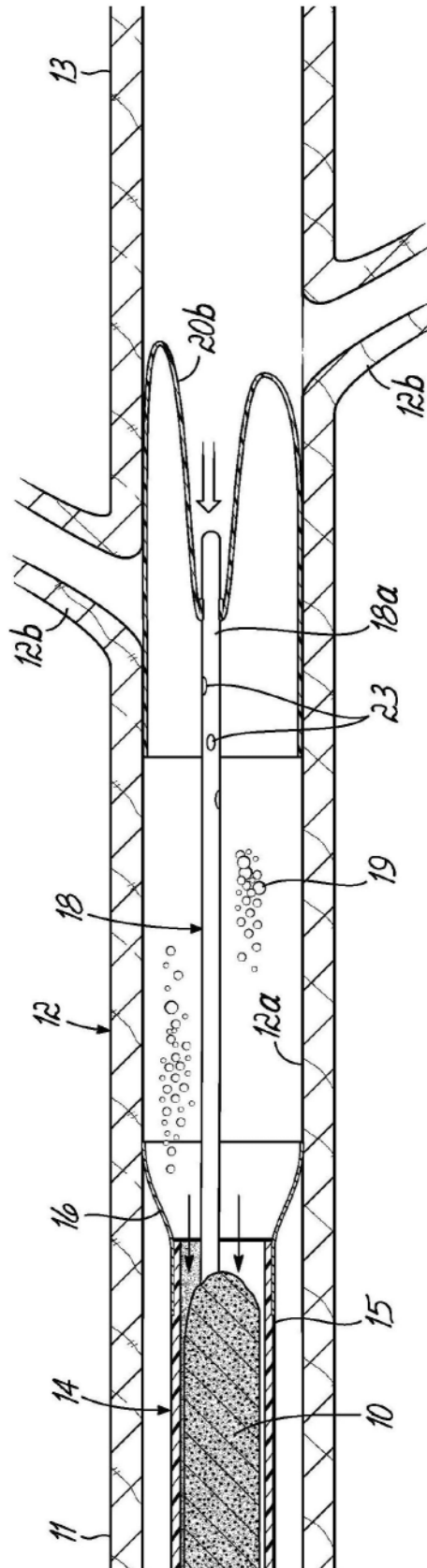


图3C

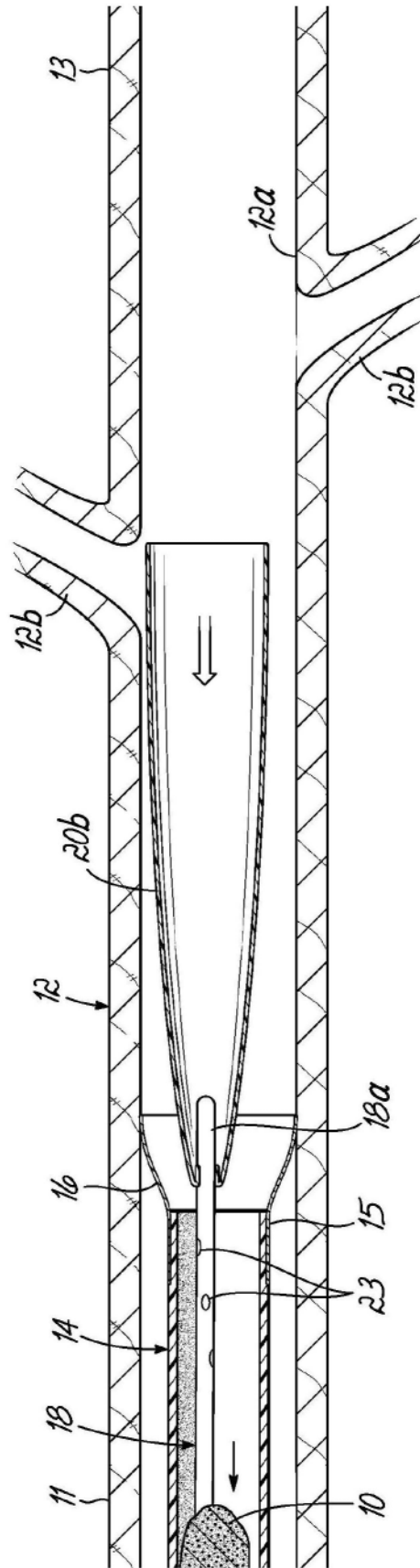


图3D

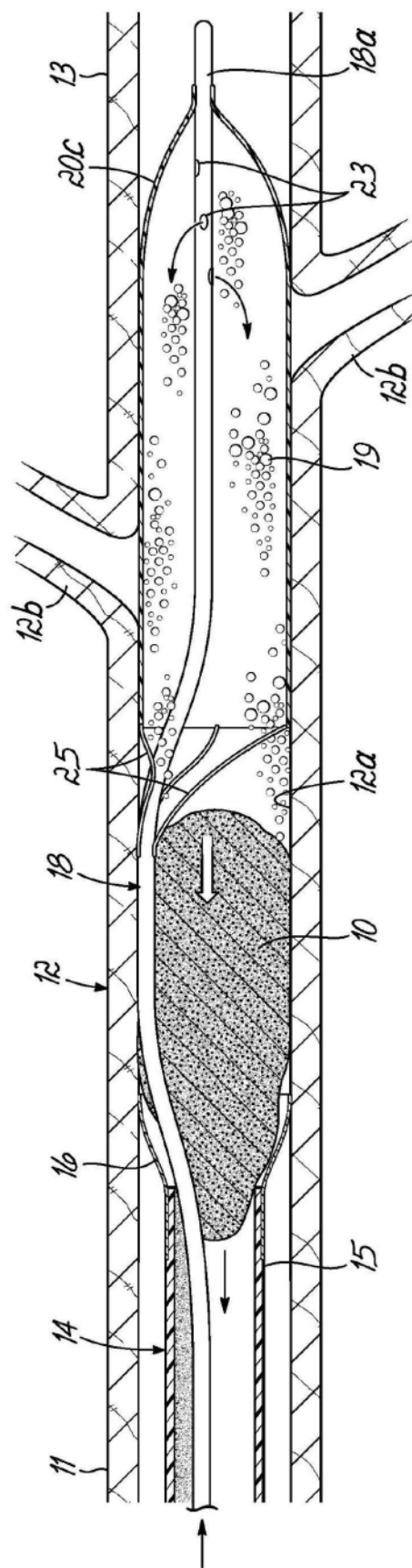


图3E

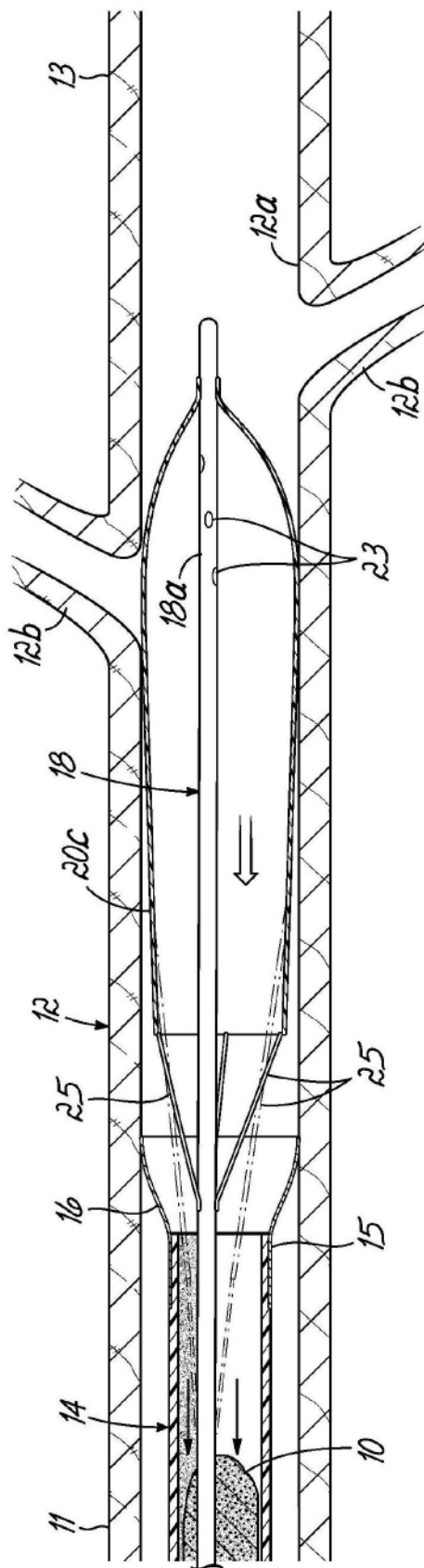


图3F

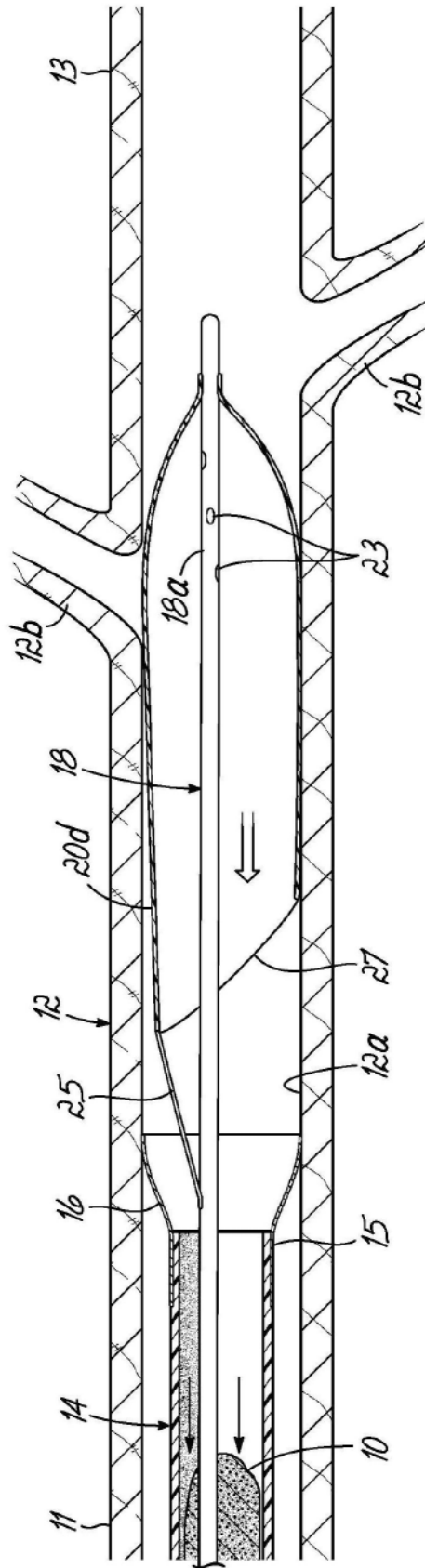


图3G

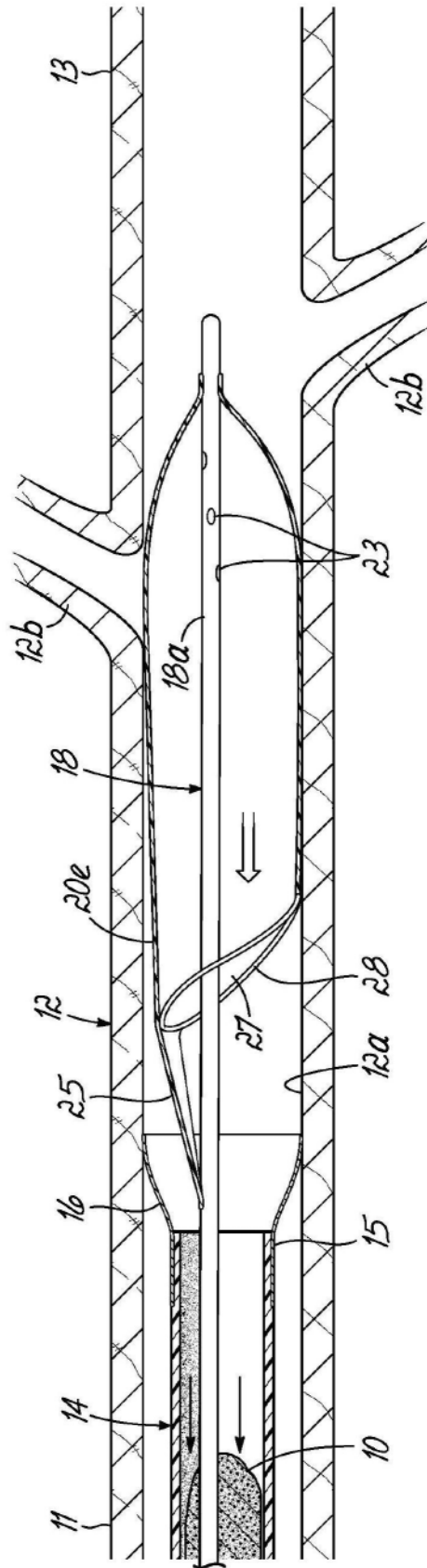


图3H

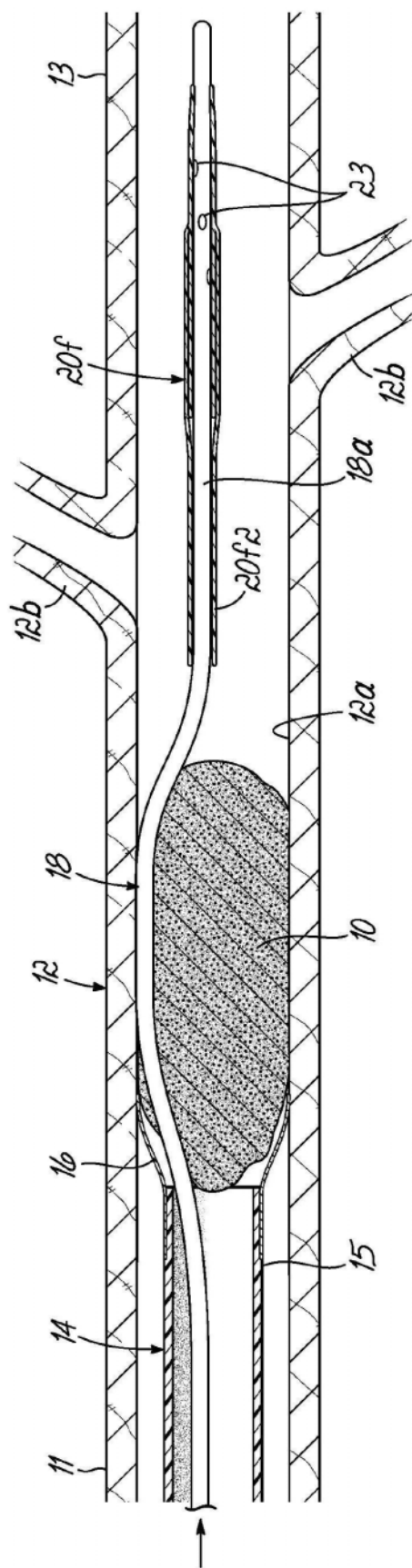


图4A

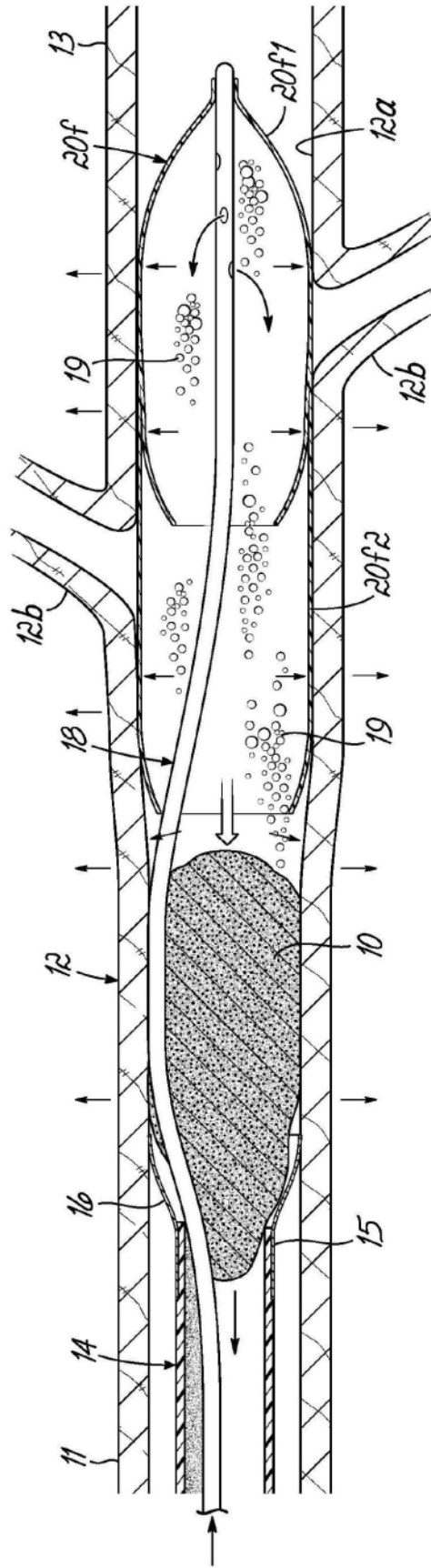


图4B

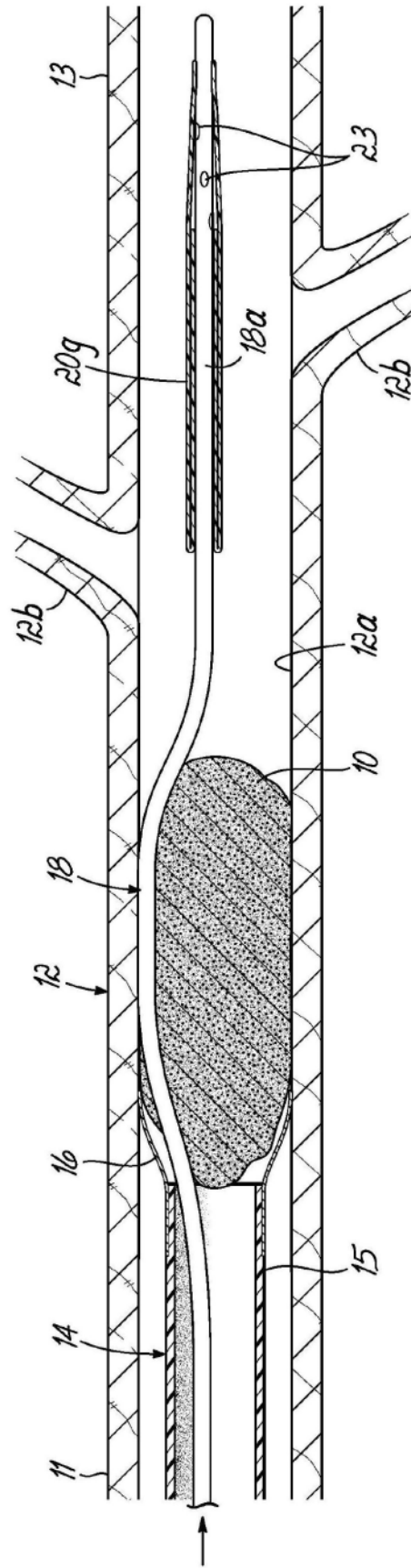


图5A

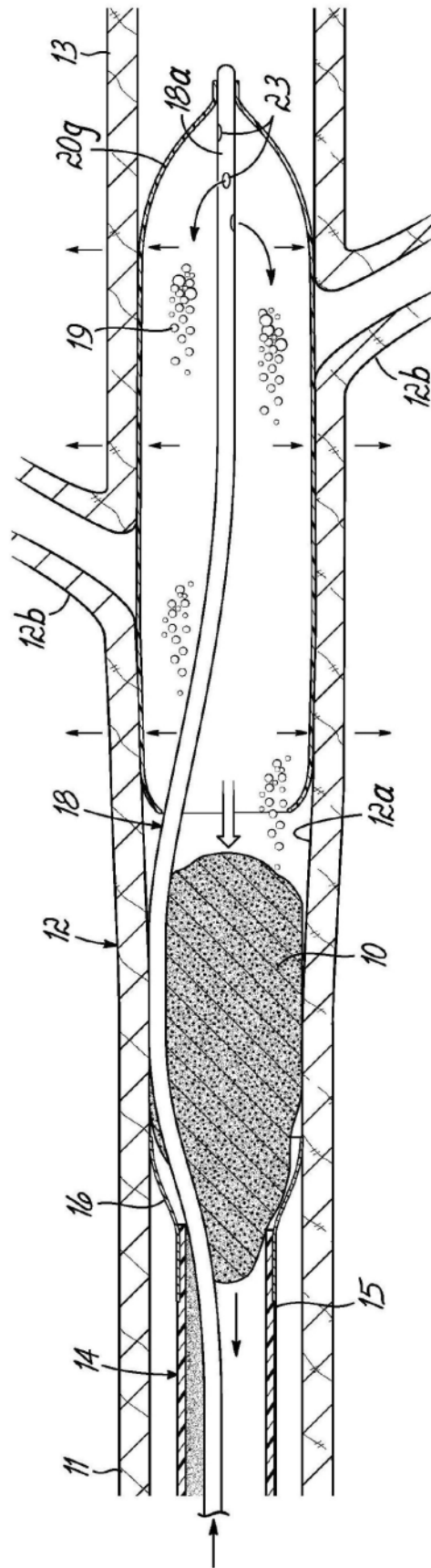


图5C

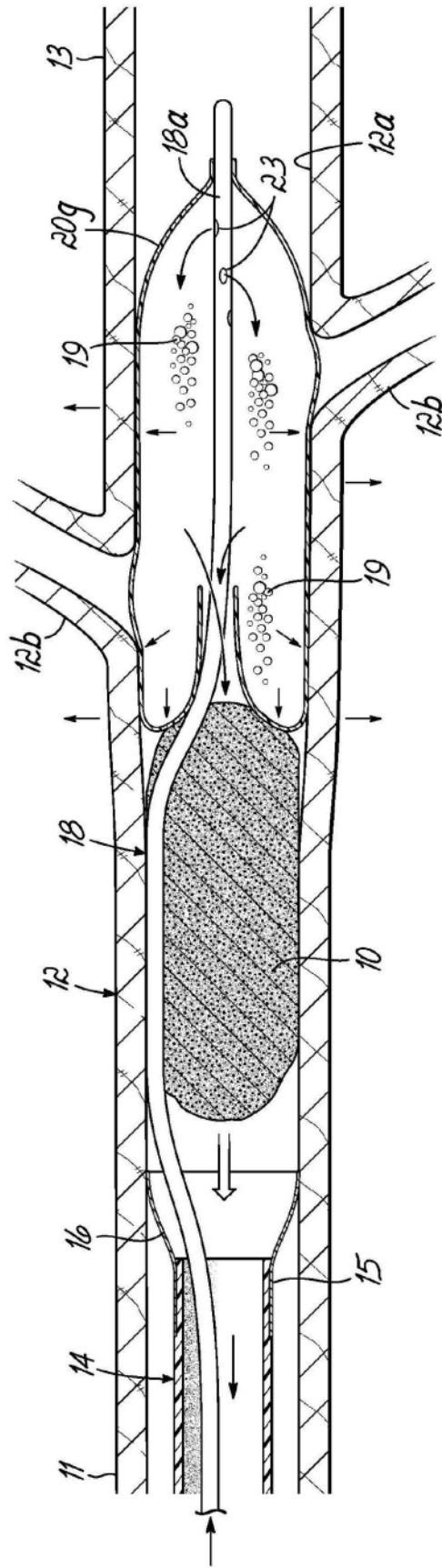


图6B

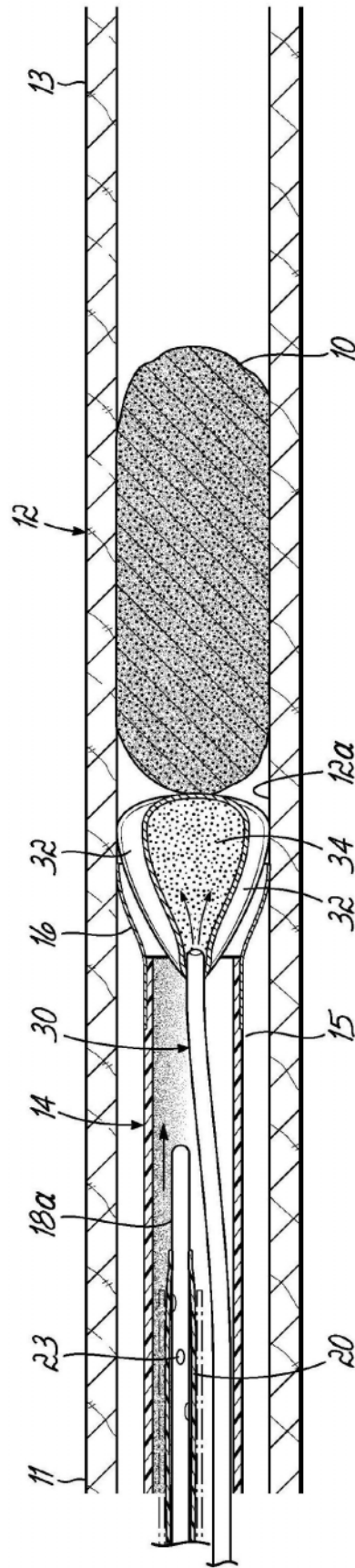


图7A

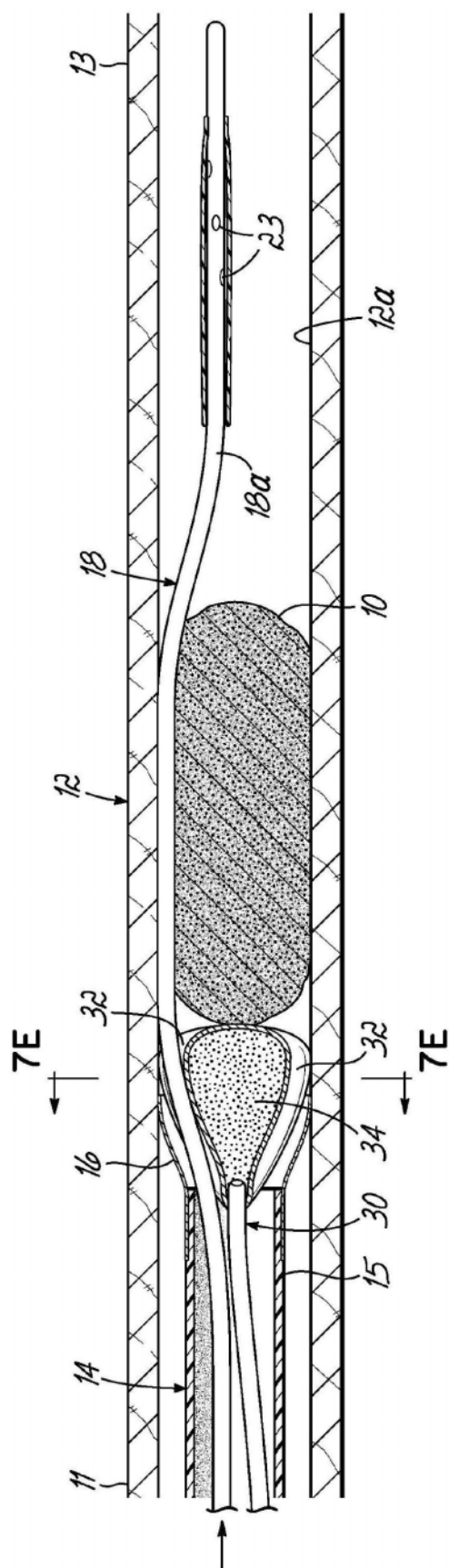


图7B

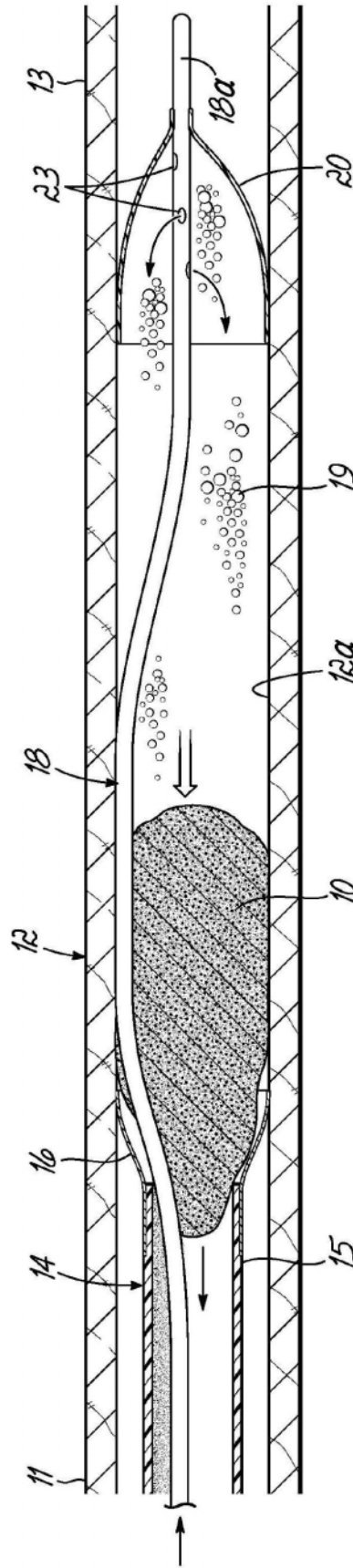


图7C

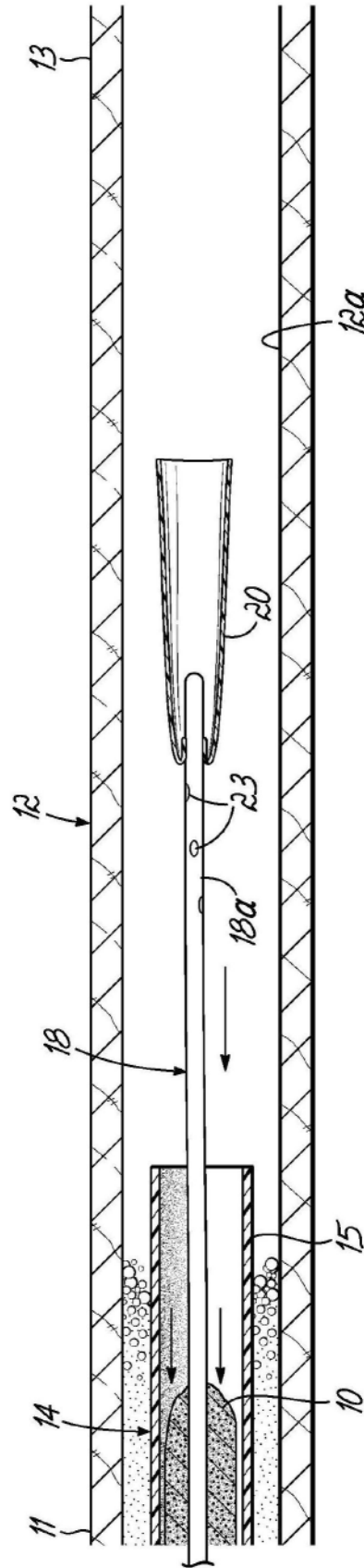


图7D

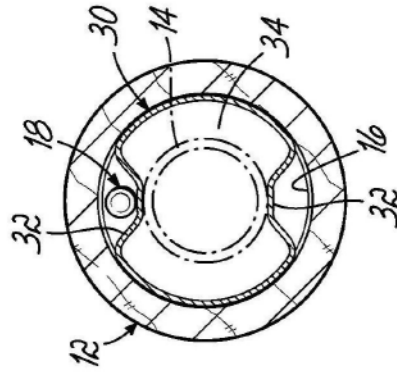


图7E

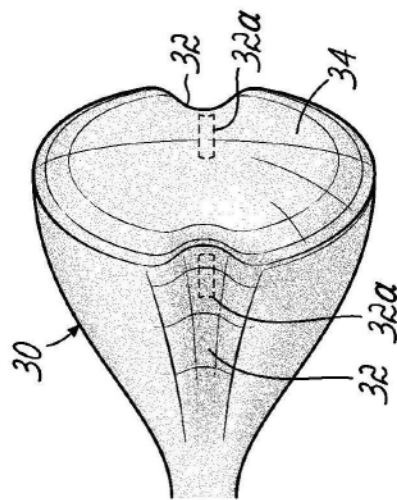


图7F

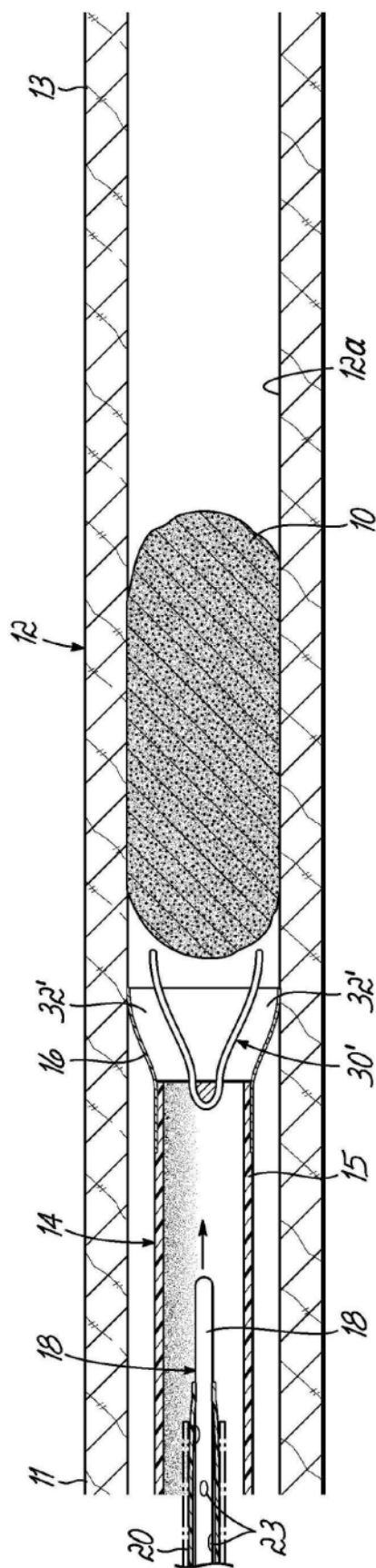


图8A

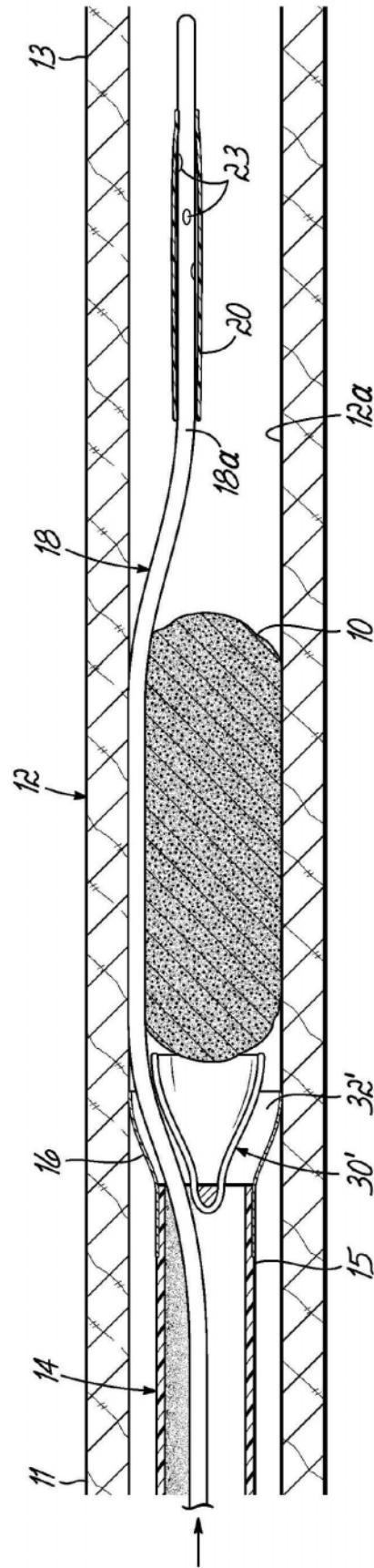


图8B

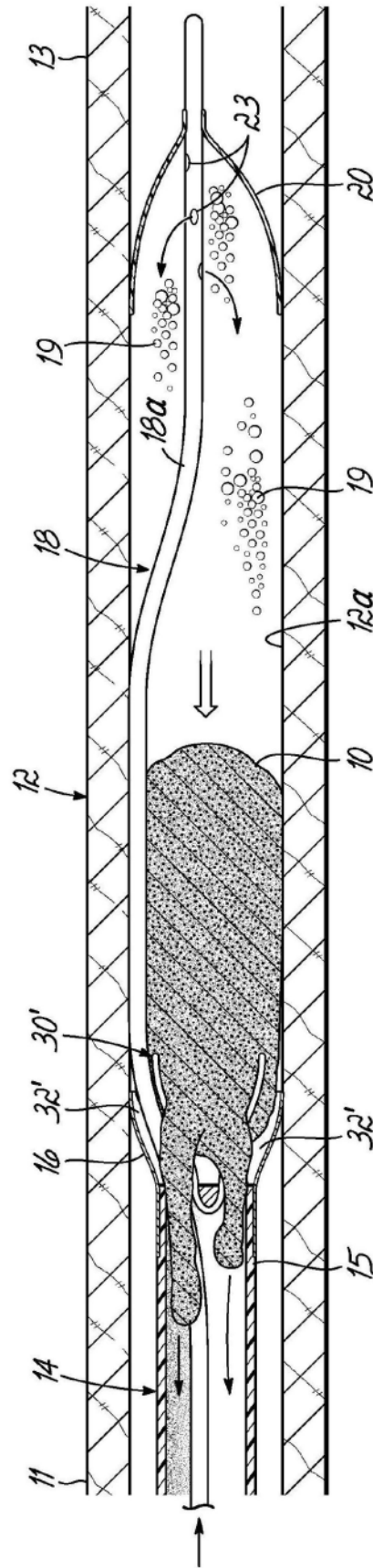


图8C

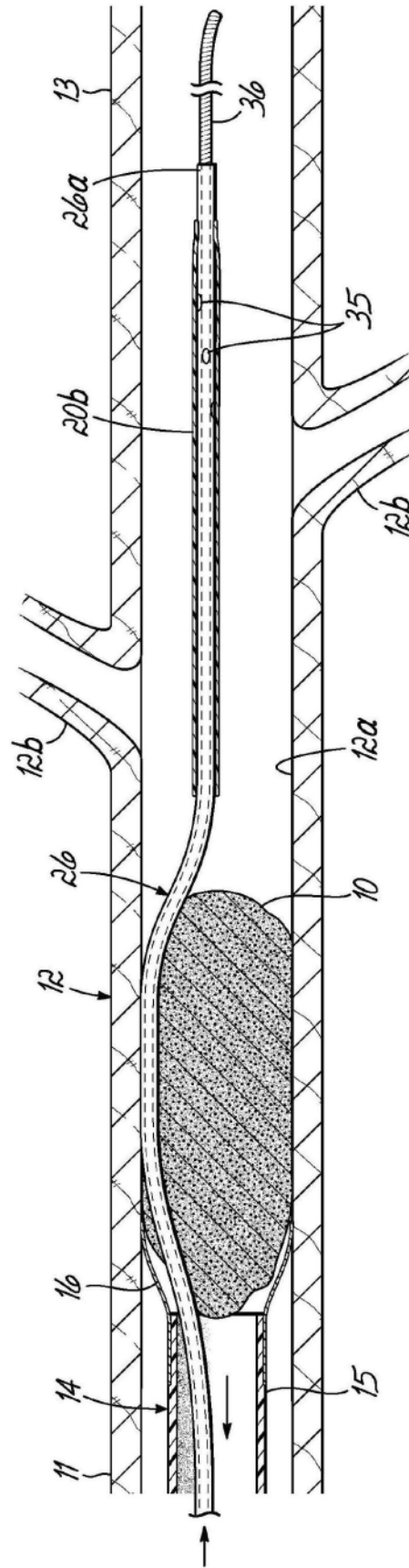


图9A

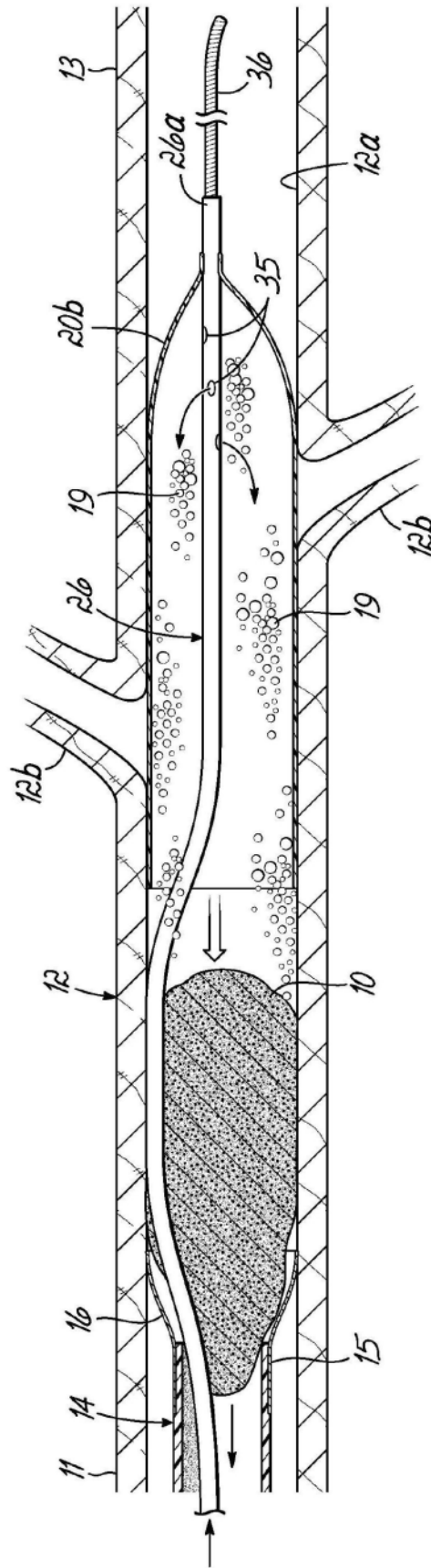


图9B

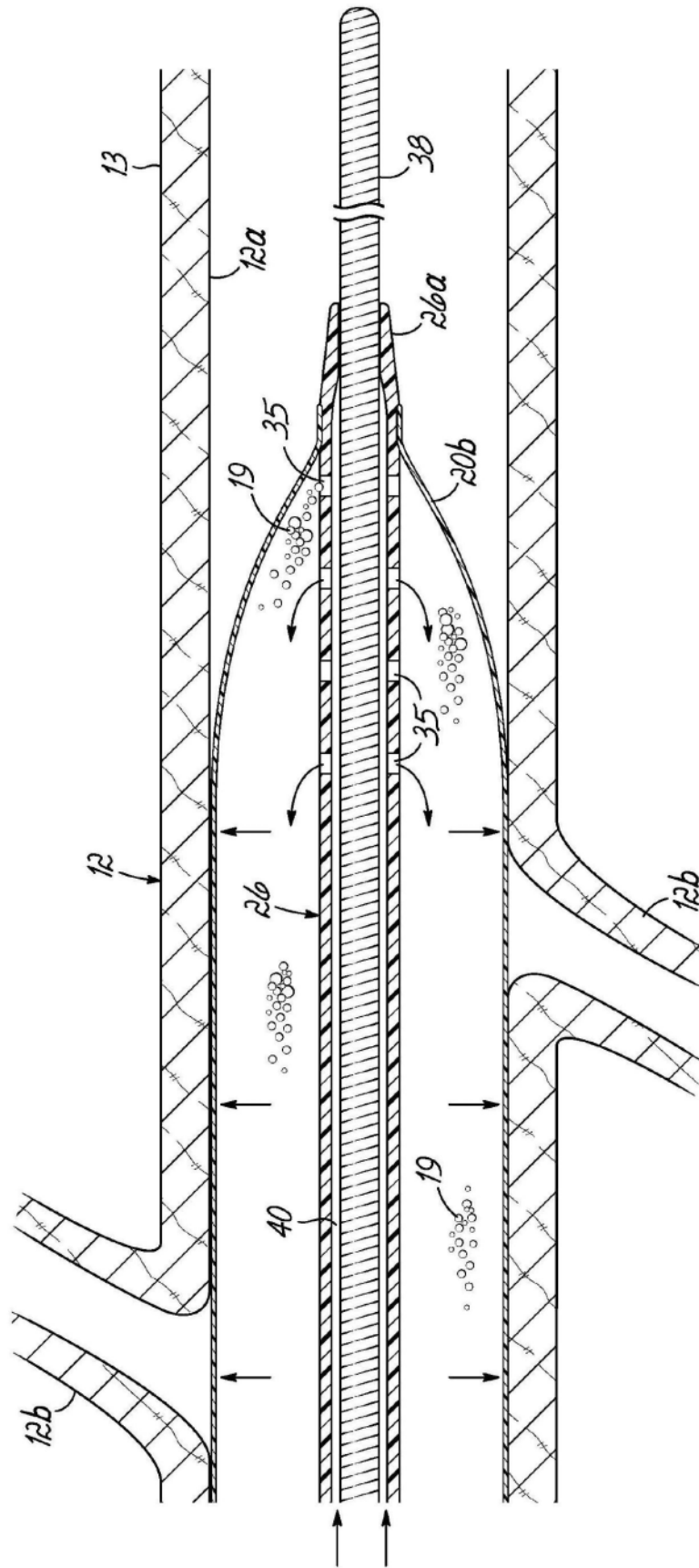


图9C

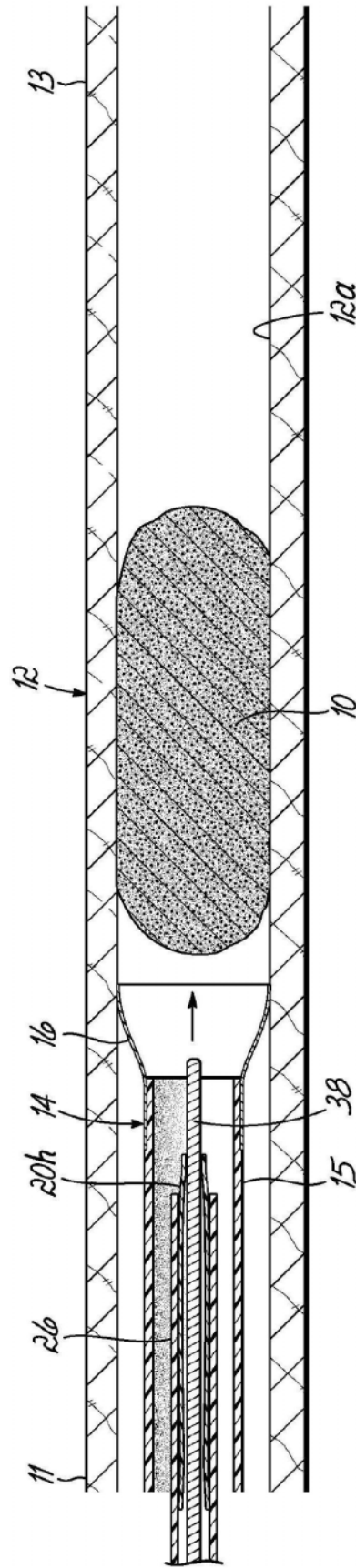


图10A

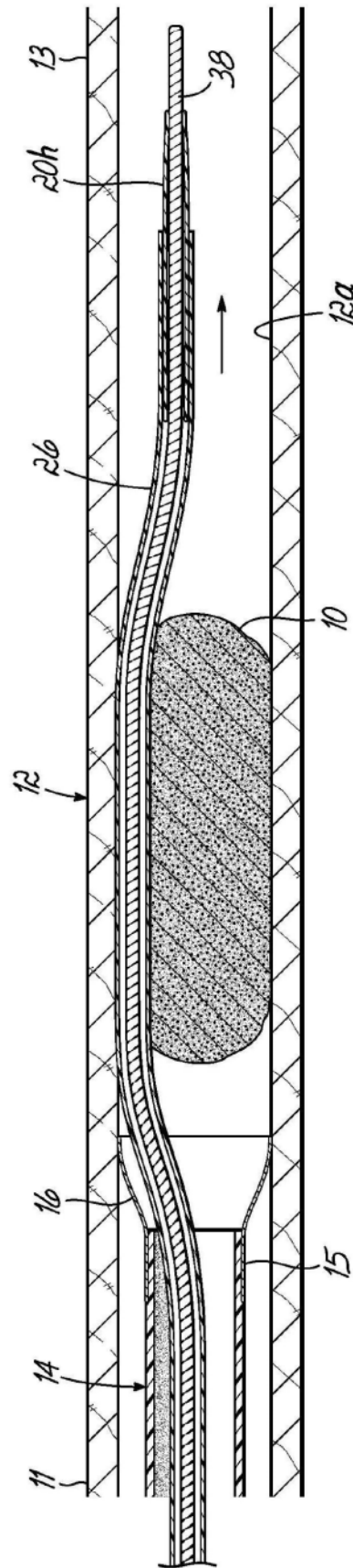


图10B

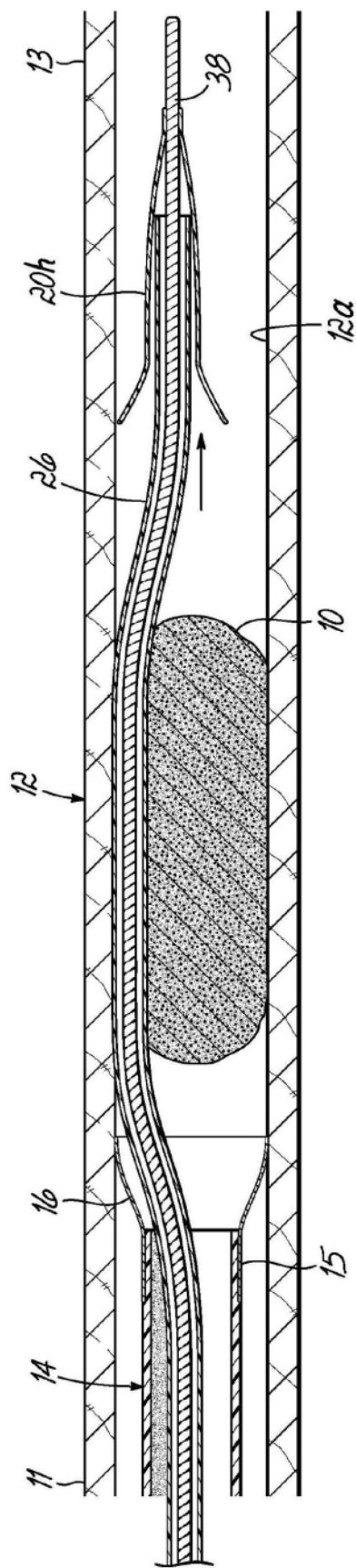


图10D

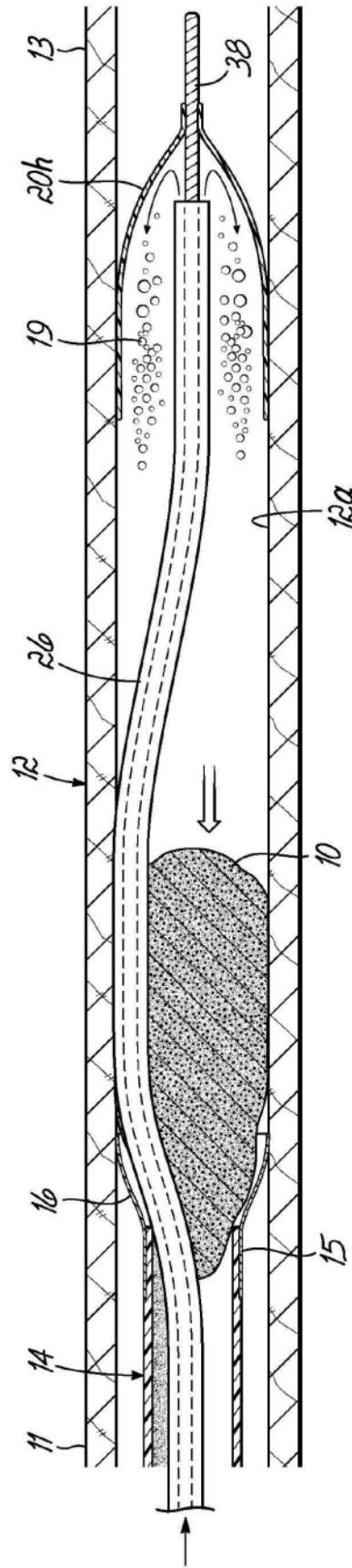


图10E

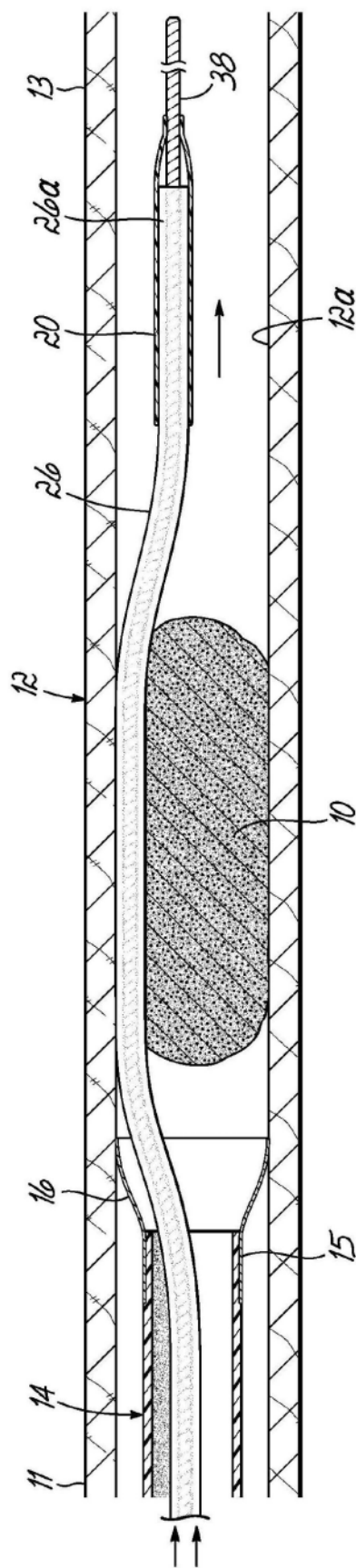


图11A

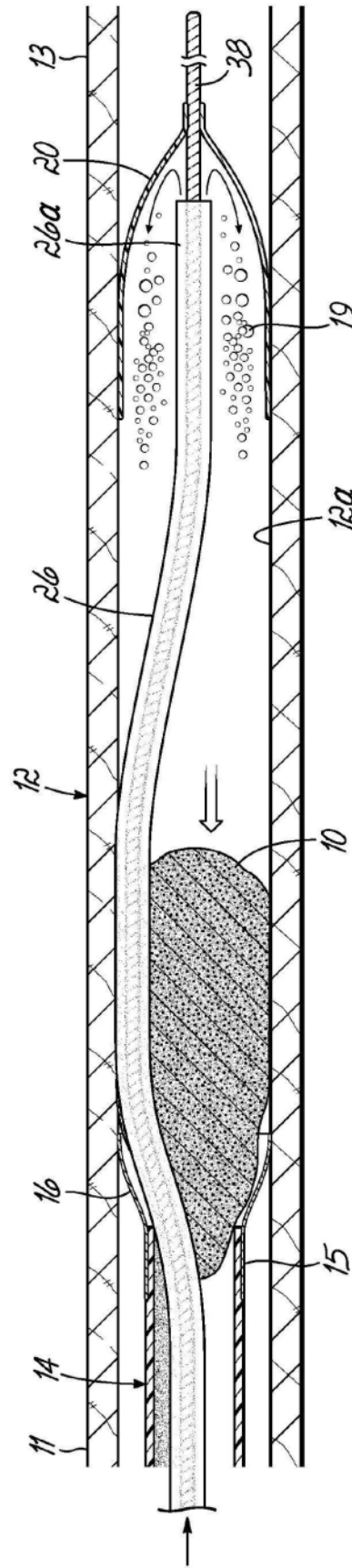


图11B

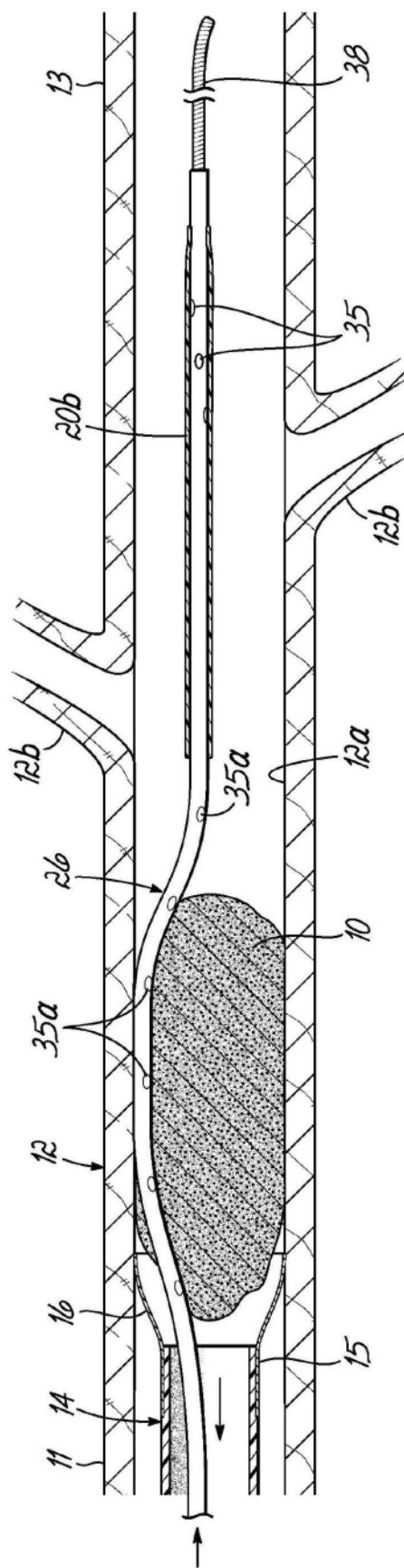


图12A

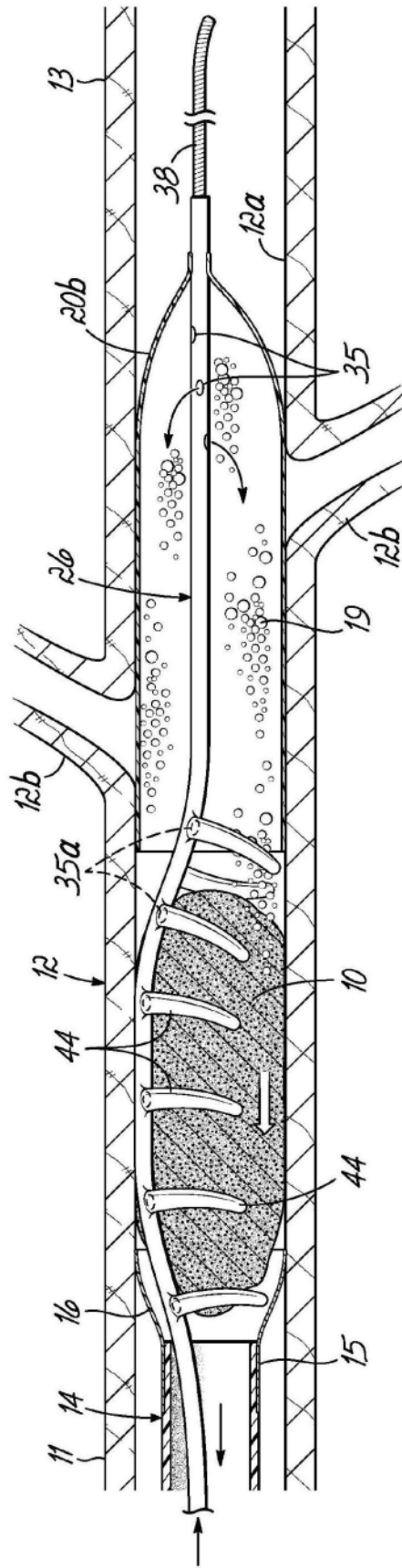


图12B

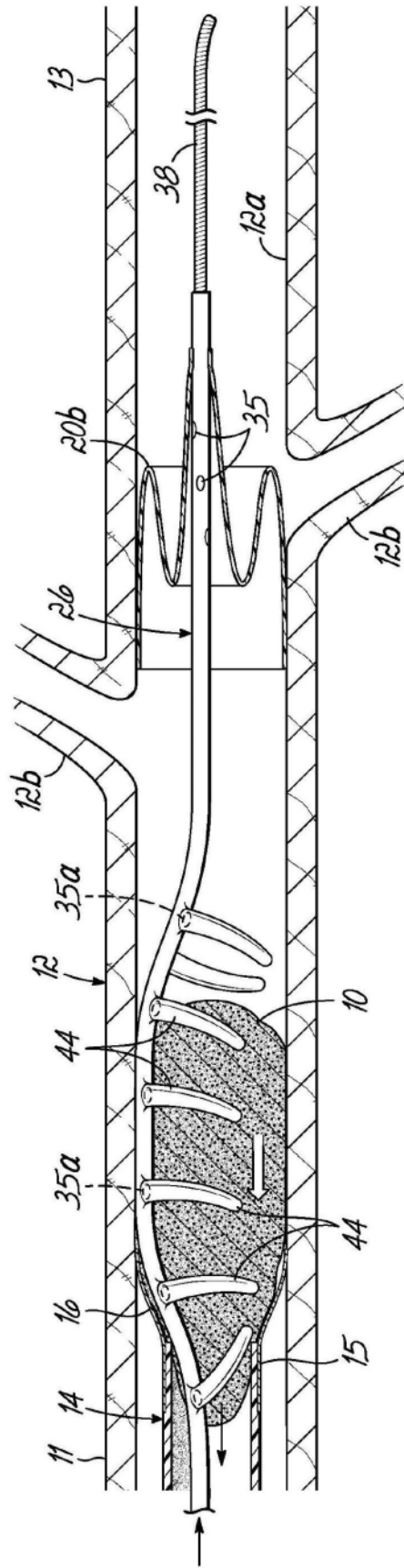


图12C

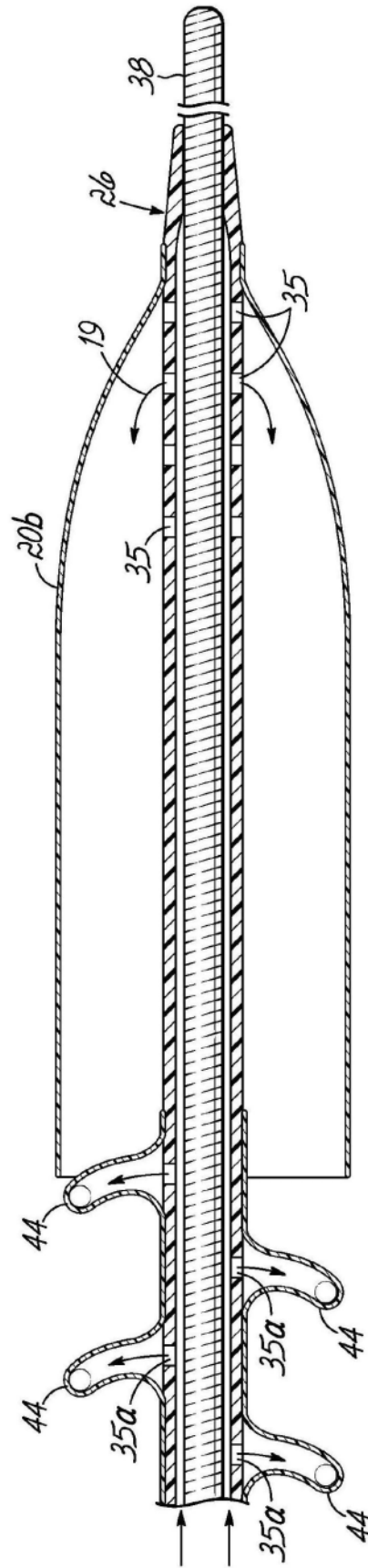


图12D

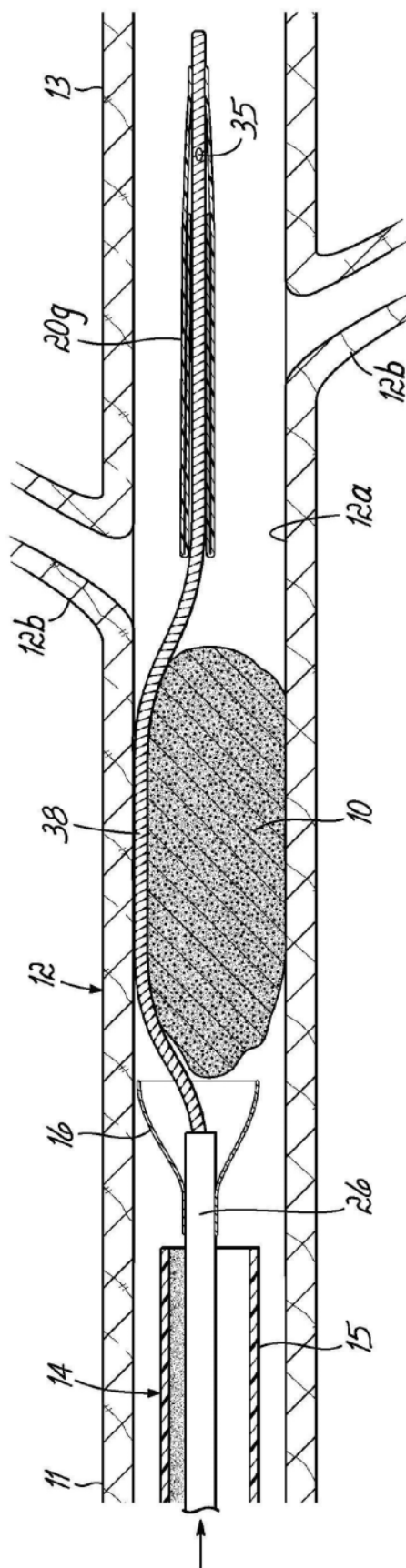


图13A

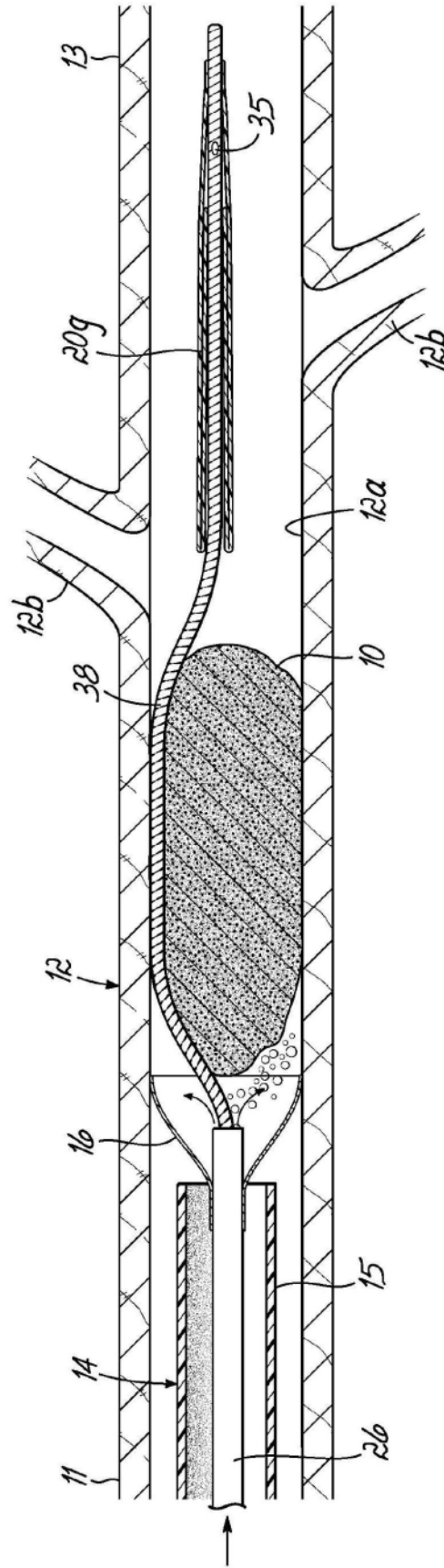


图13B

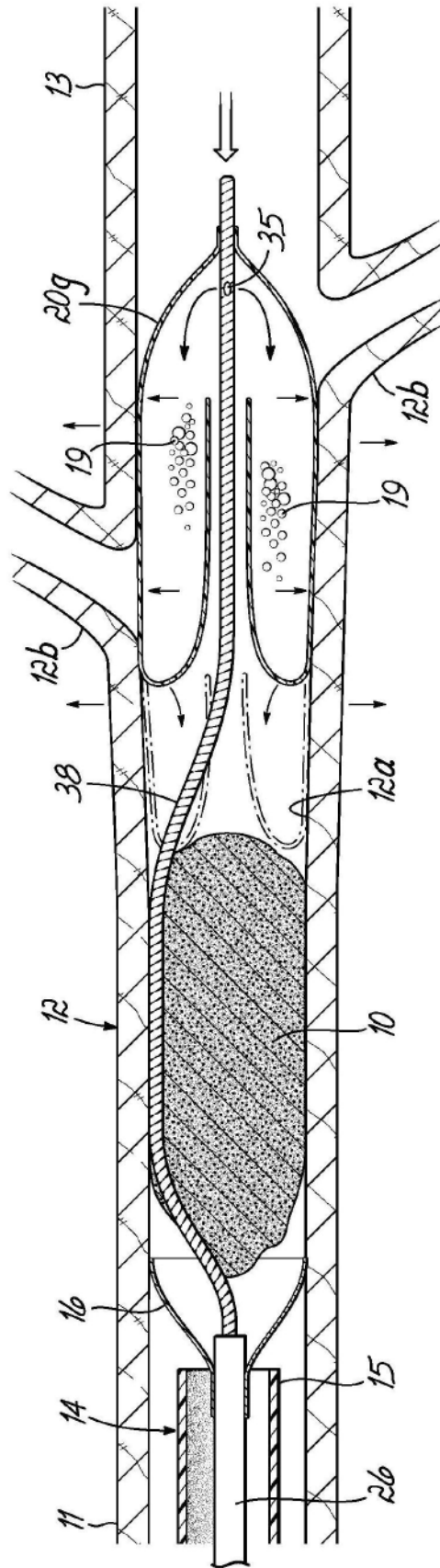


图13C

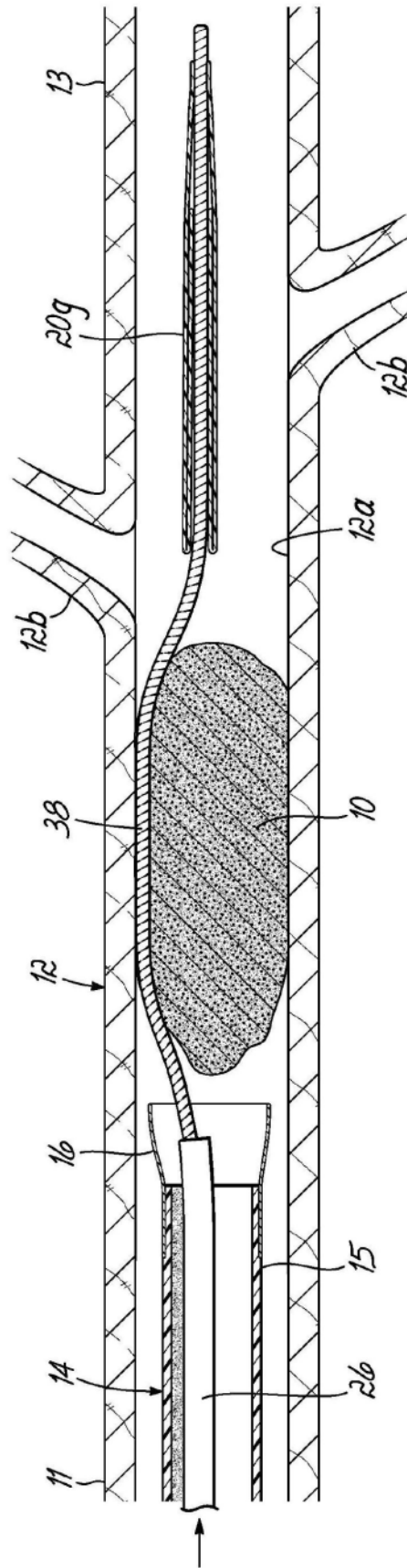


图14A

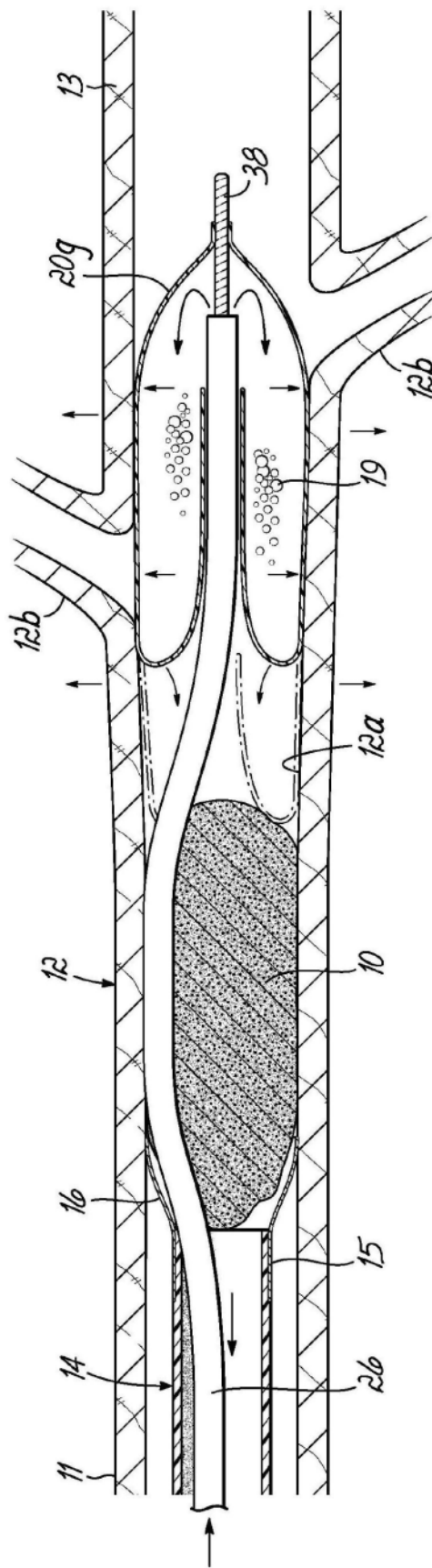


图14C

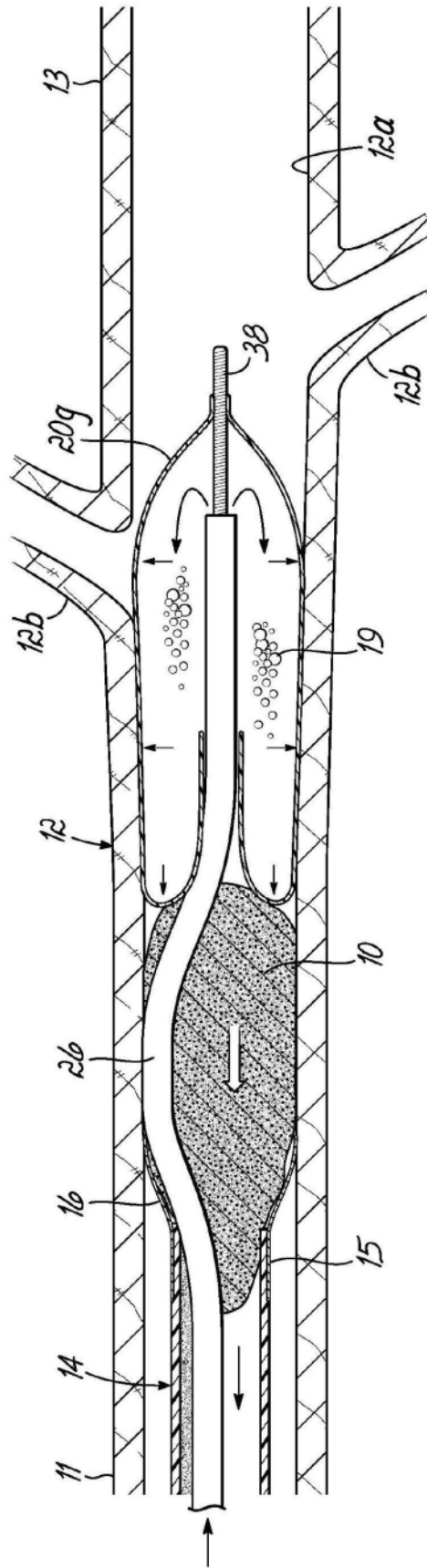


图14D

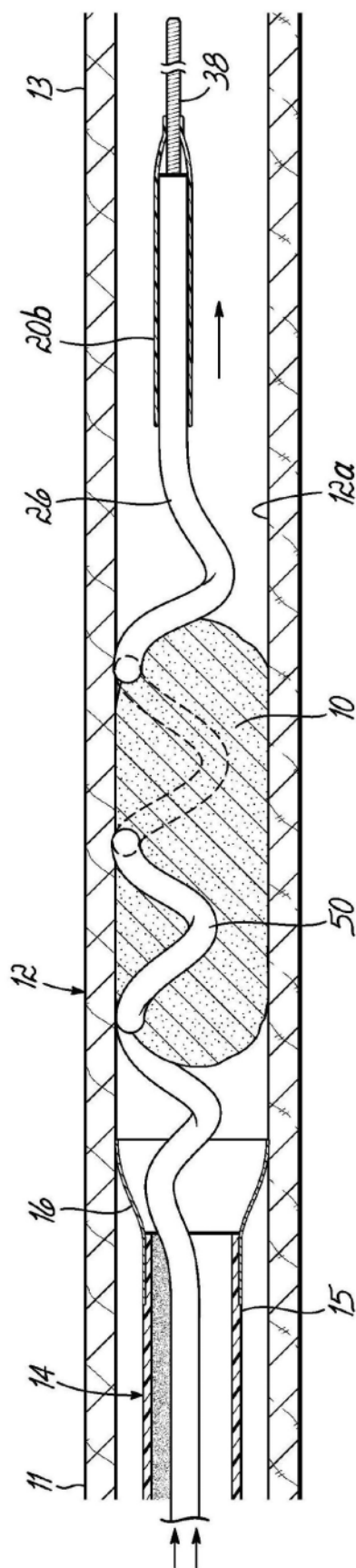


图15

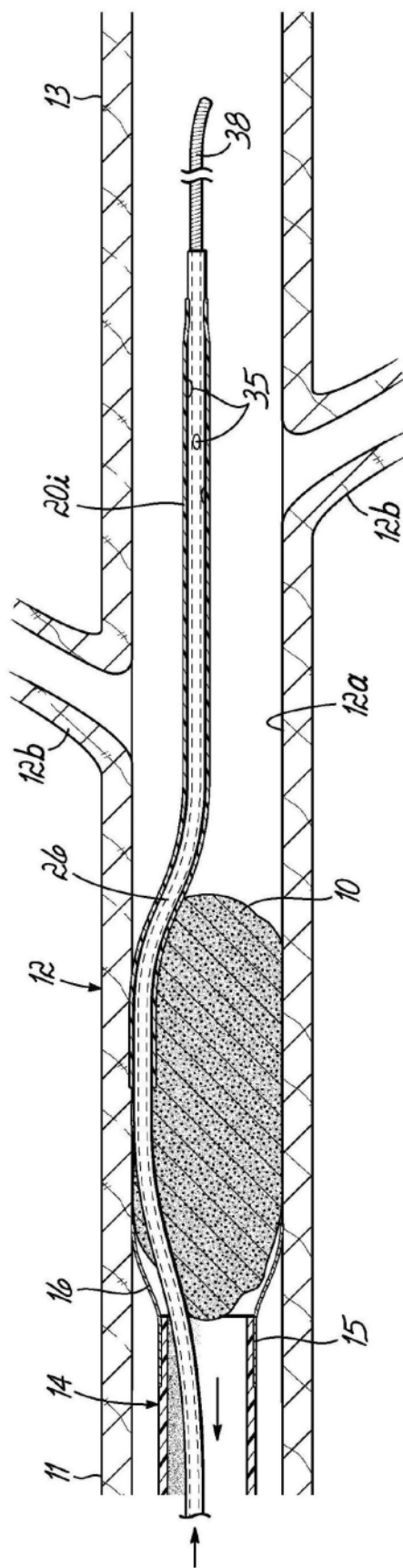


图16A

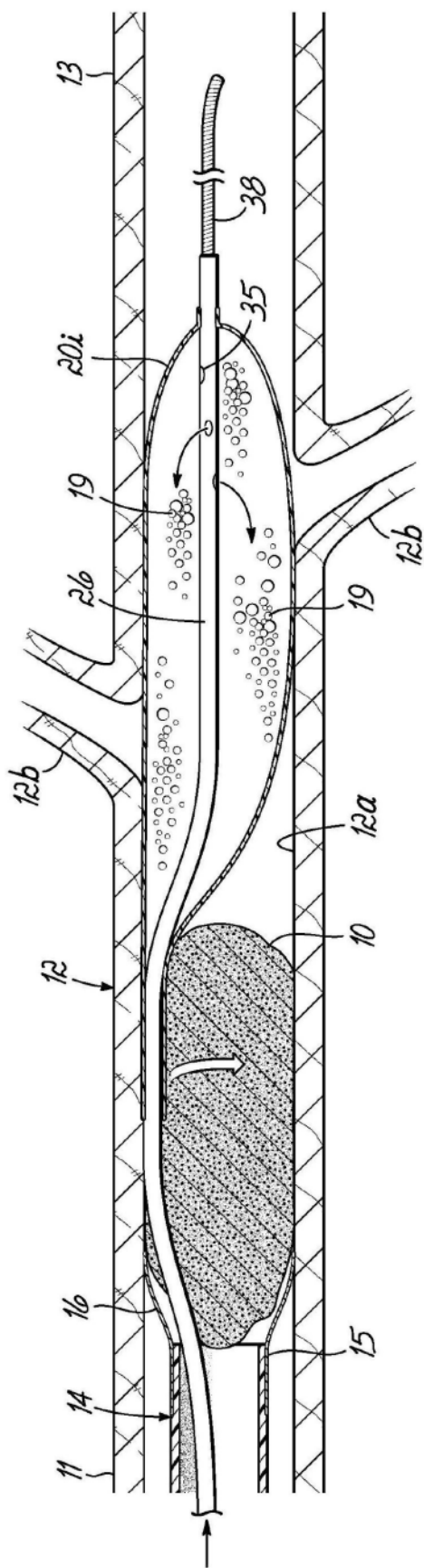


图16B

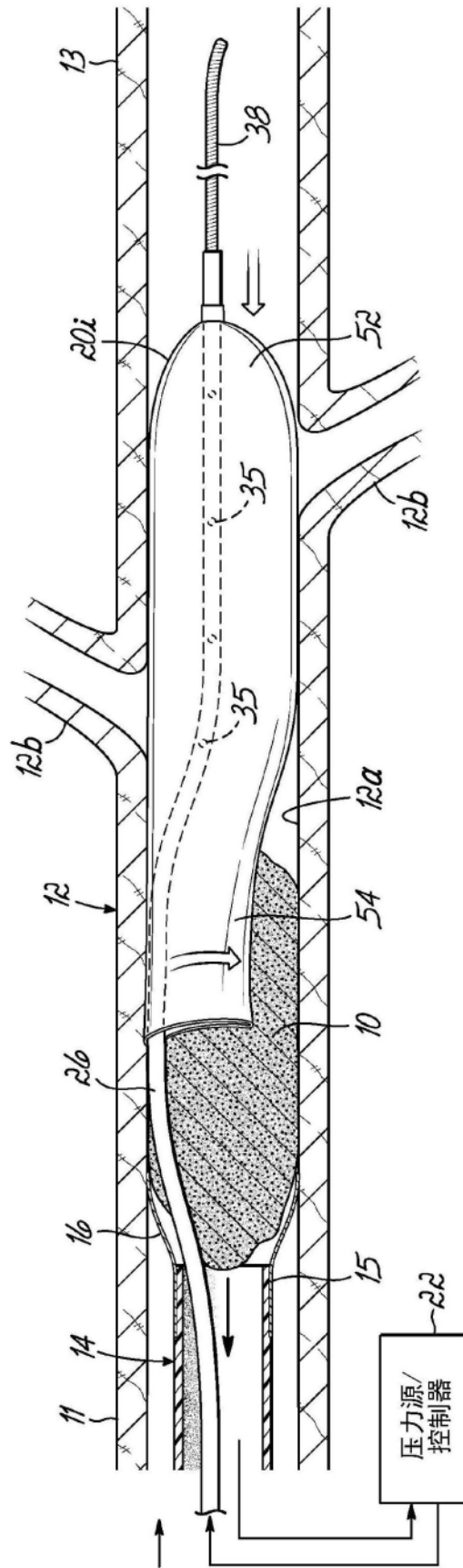


图16C

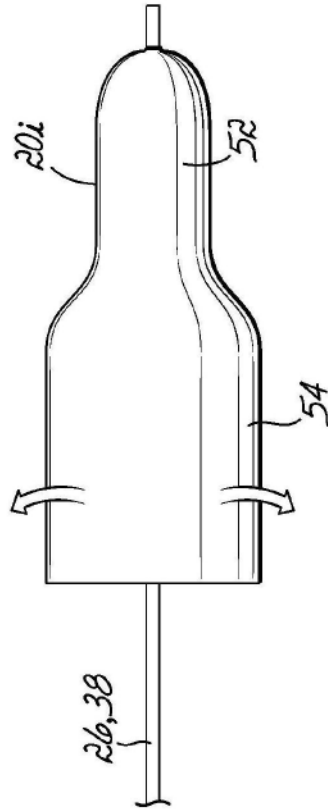


图16F

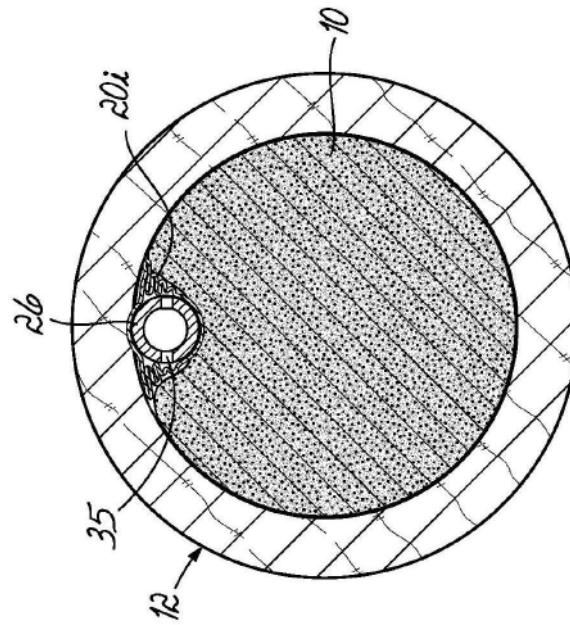


图16D

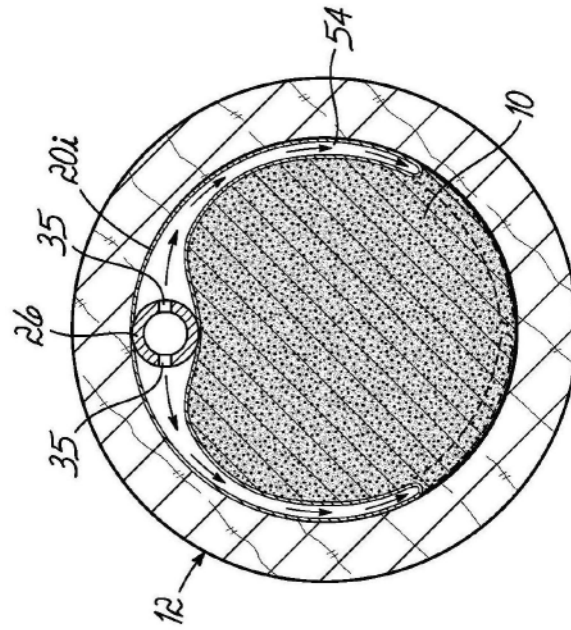


图16E

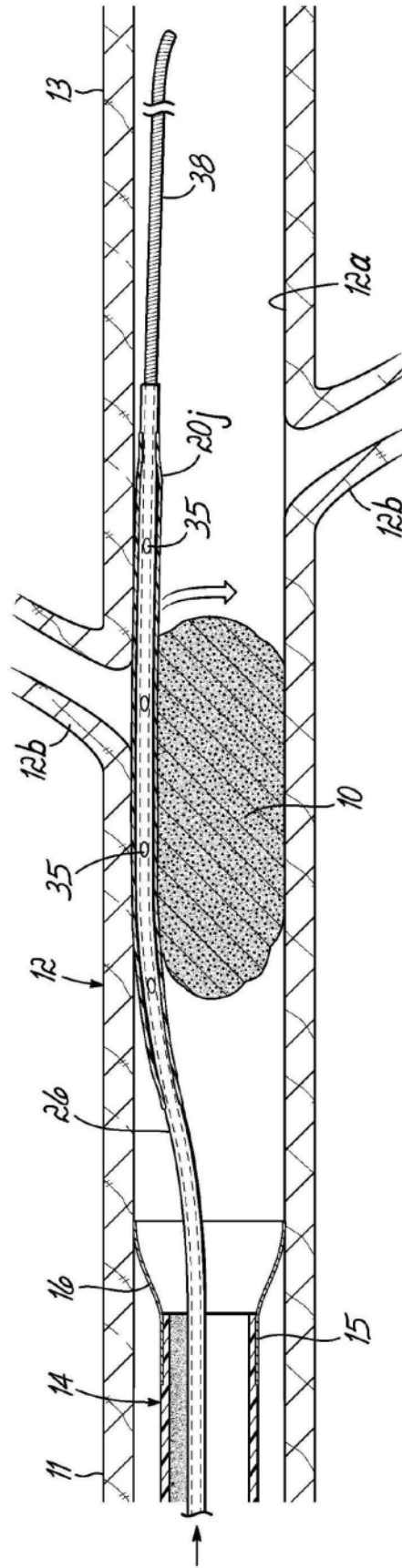


图17A

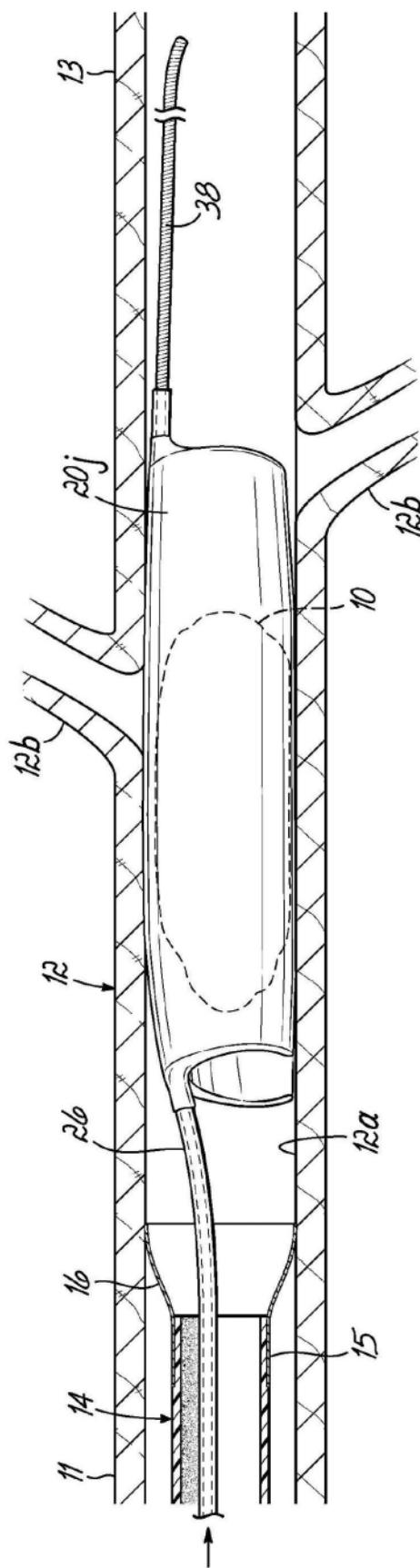


图17B

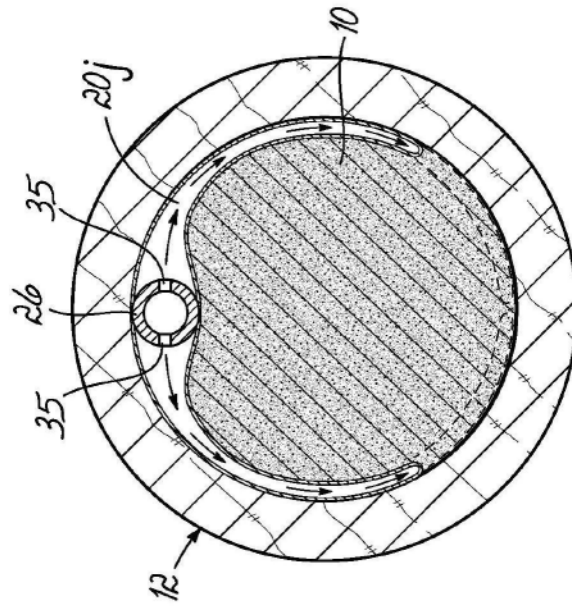


图17C

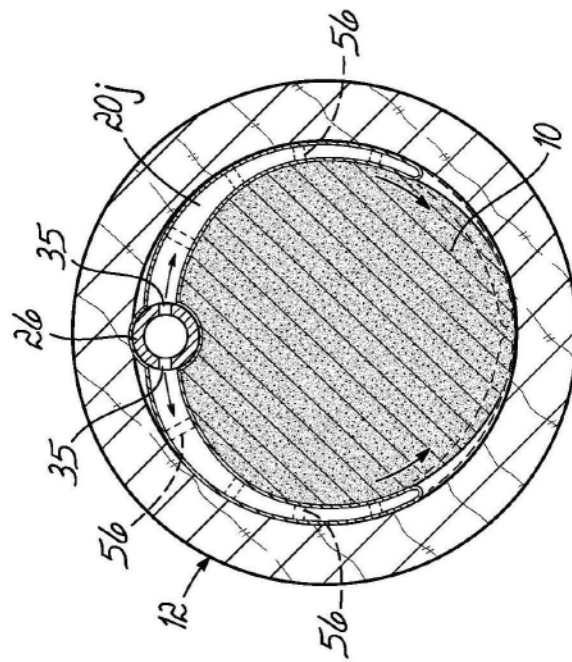


图17D

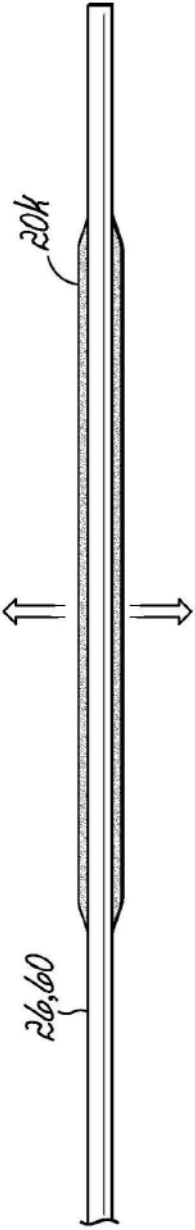


图18A

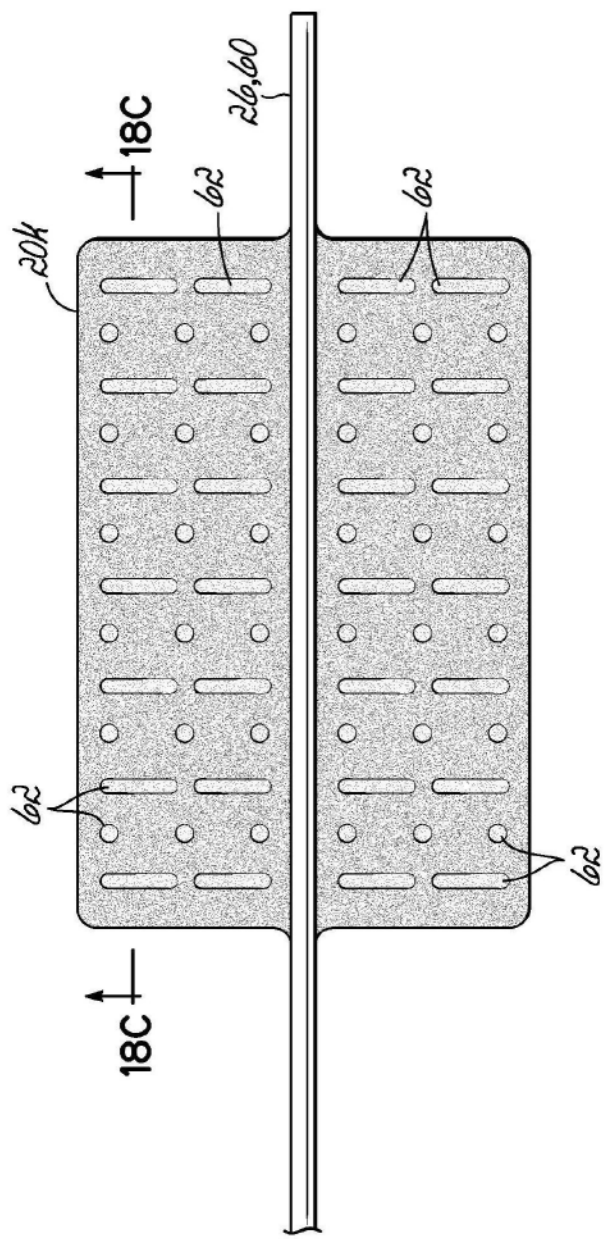


图18B

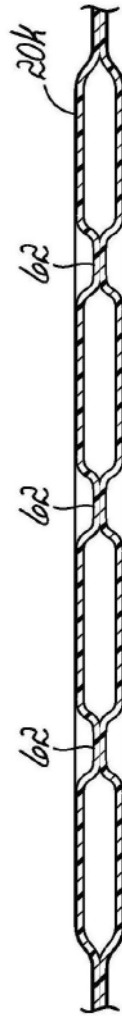


图18C

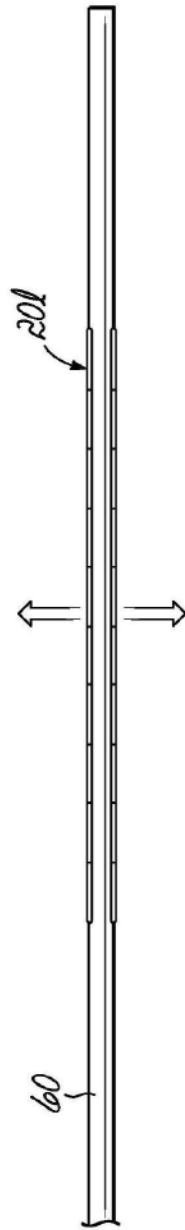


图19A

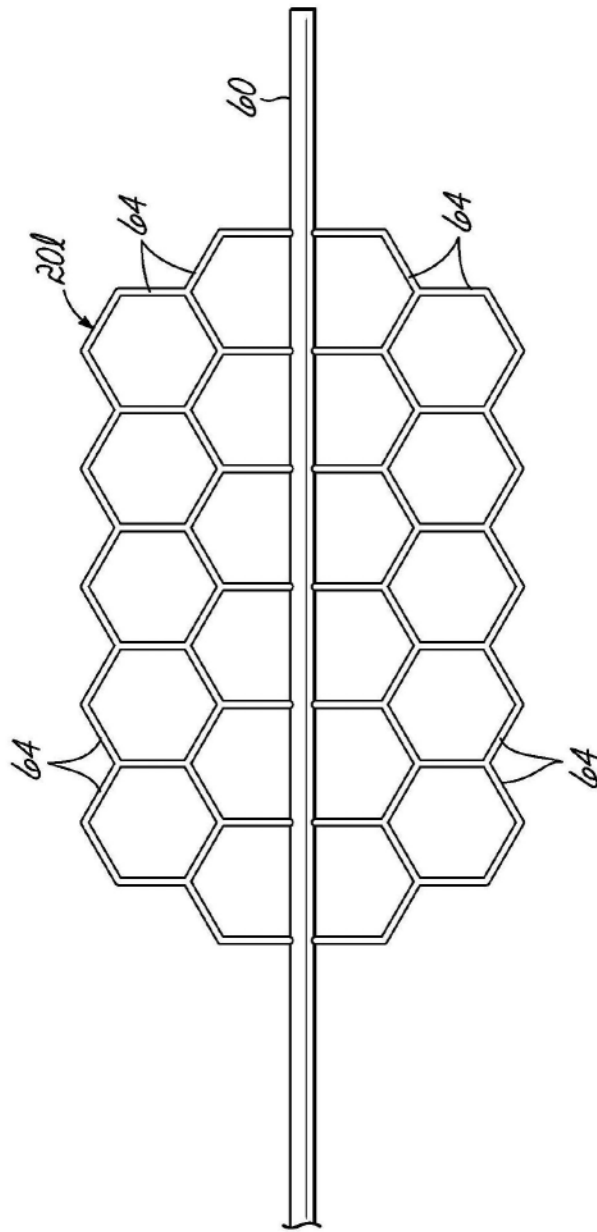


图19B

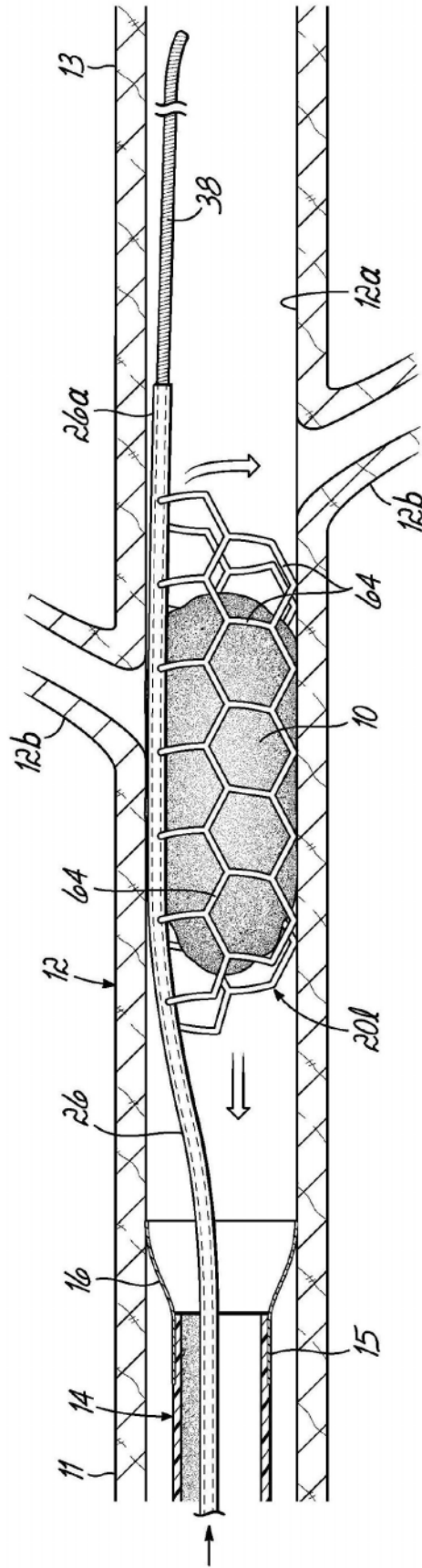


图19C

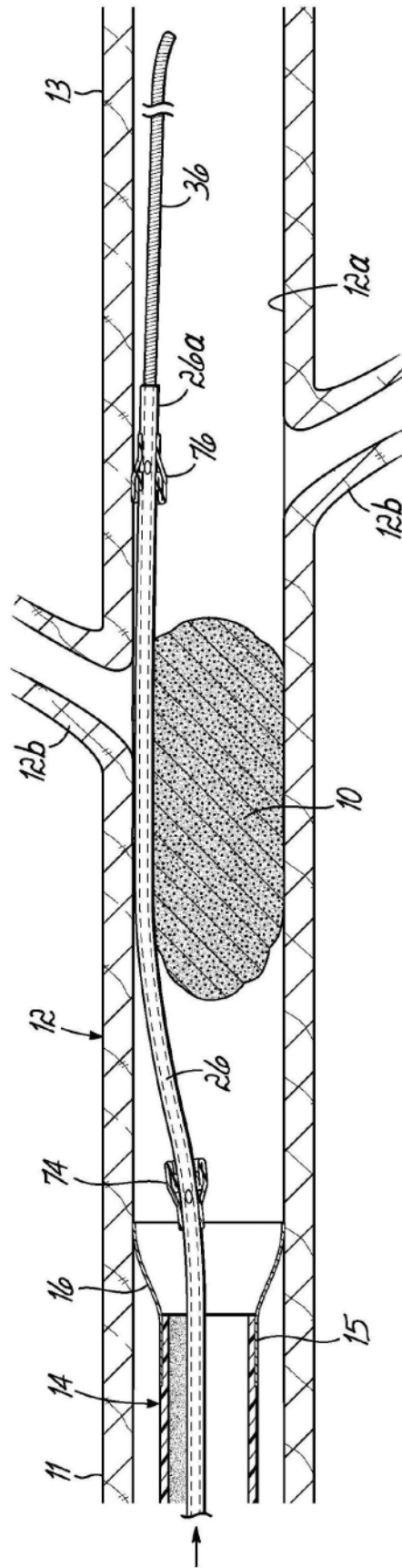


图20A

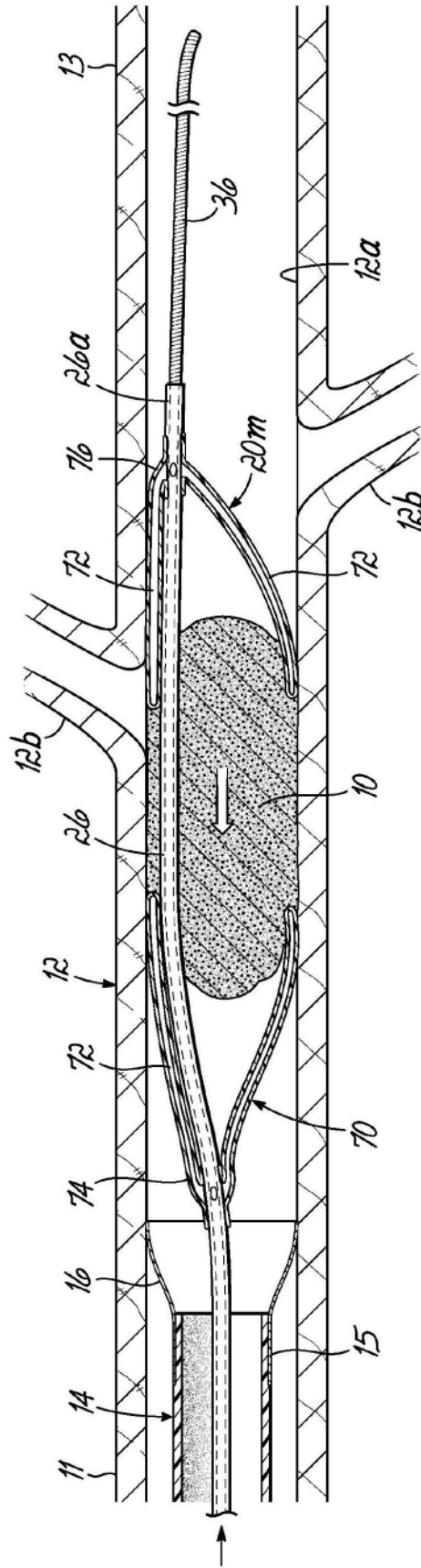


图20B

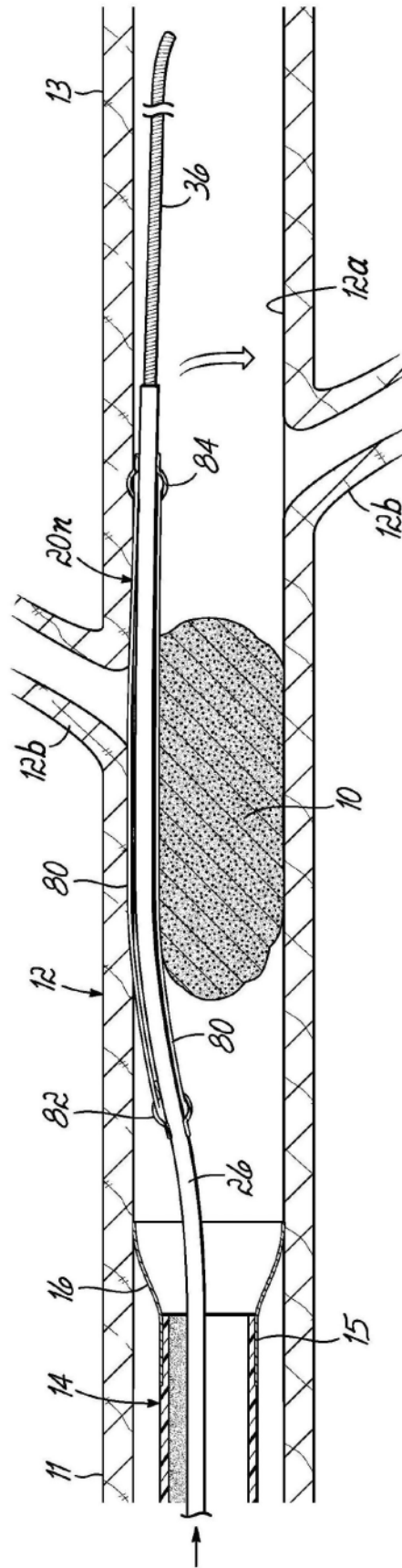


图21A

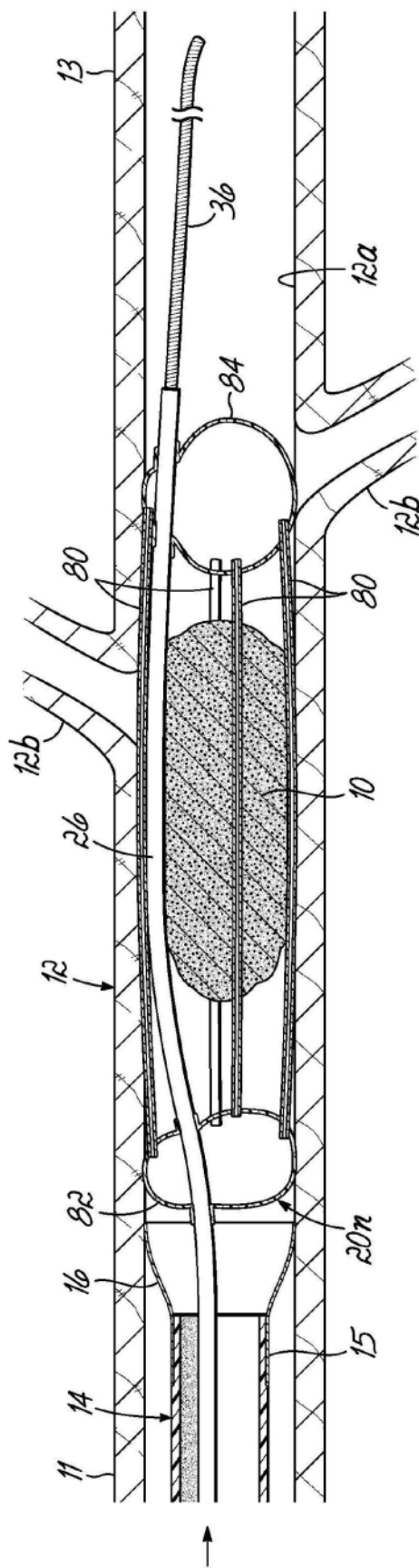


图21B

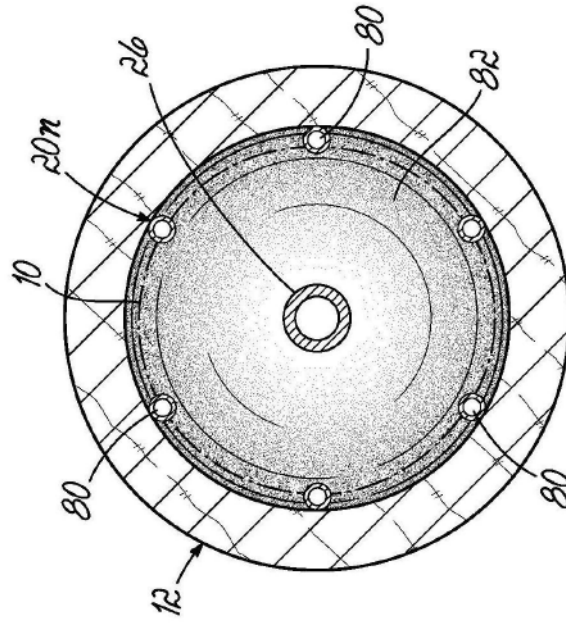


图21C

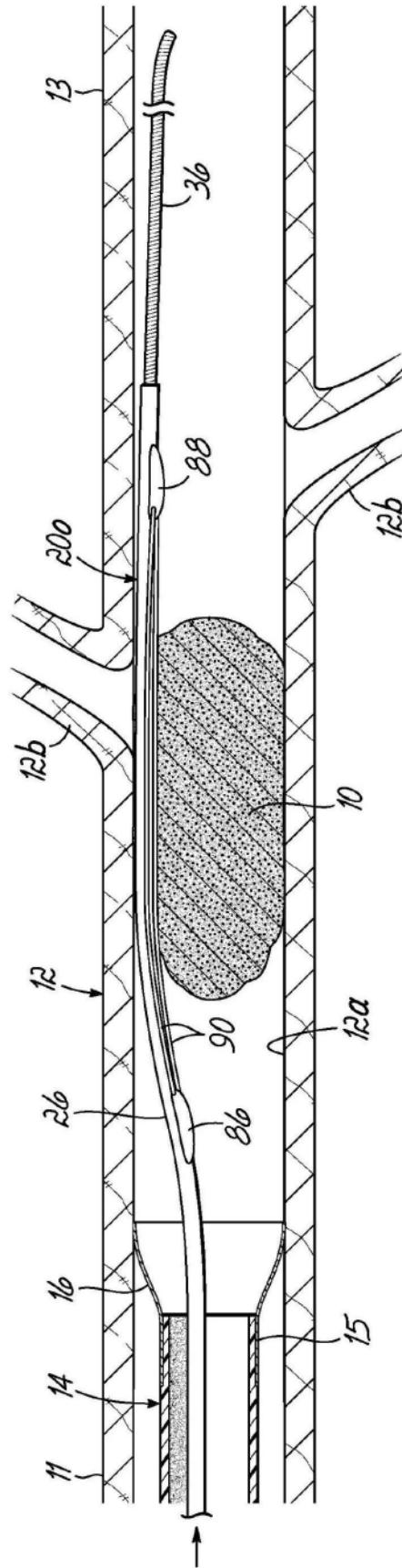


图22A

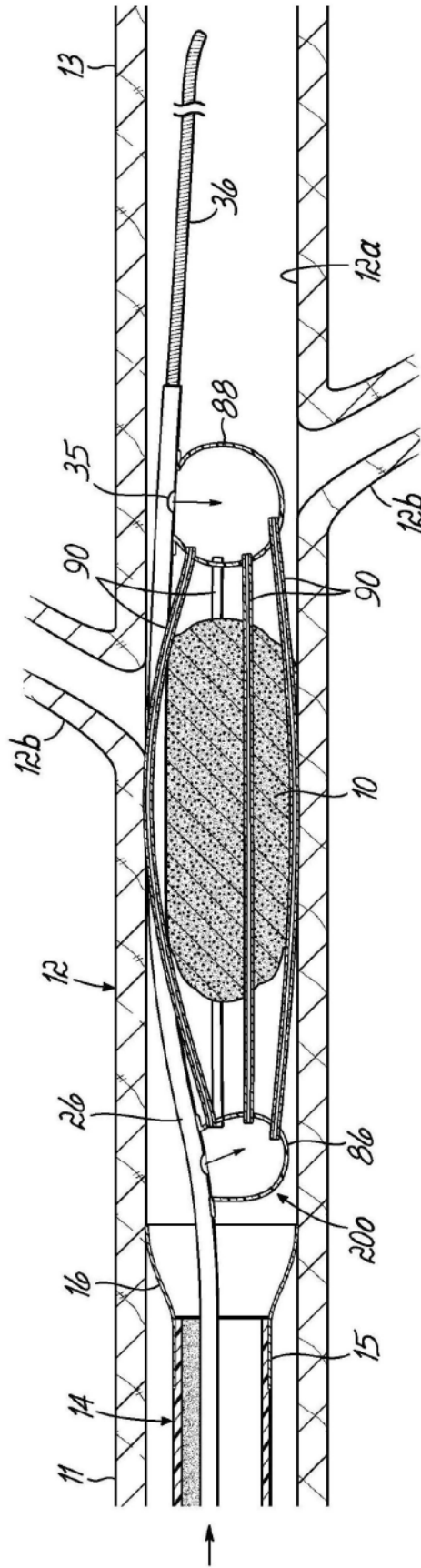


图22B

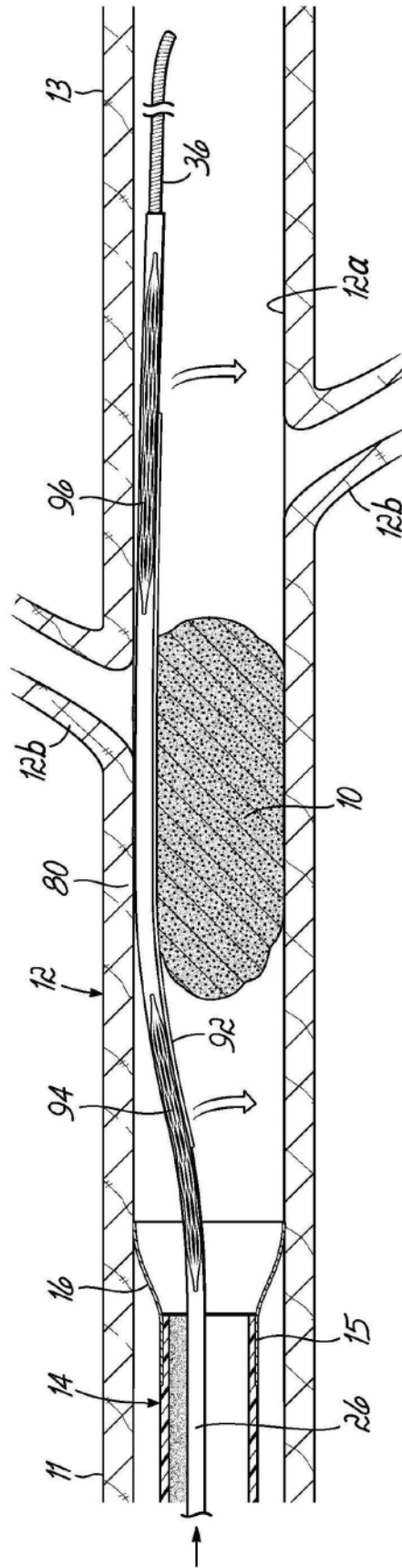


图23A

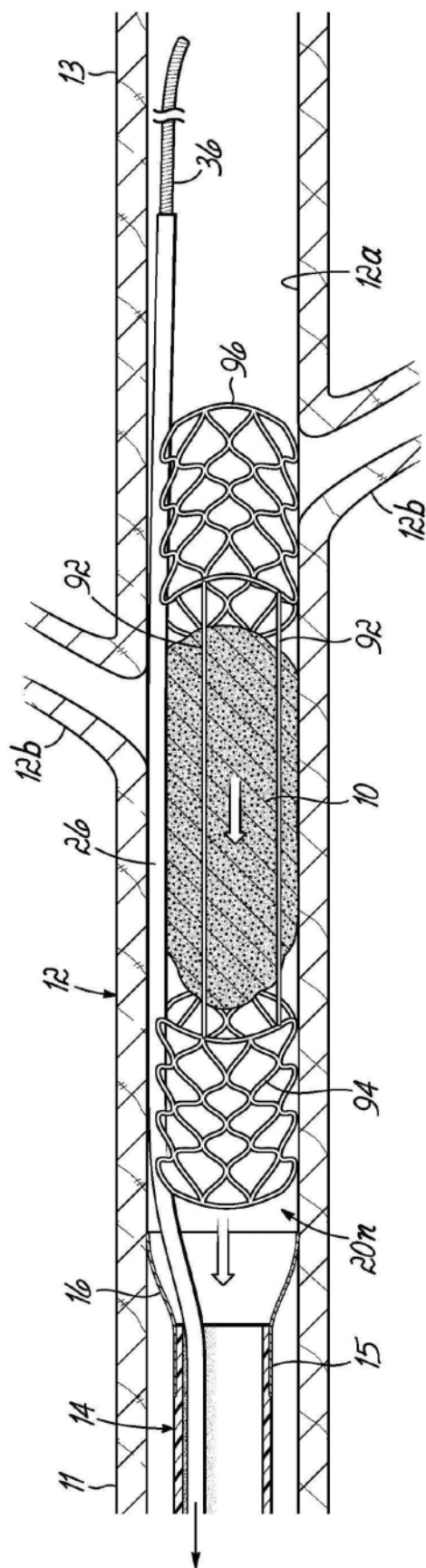


图23B

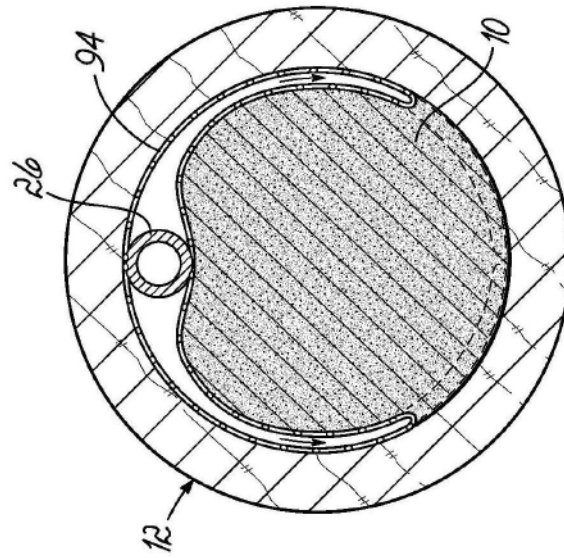


图23C

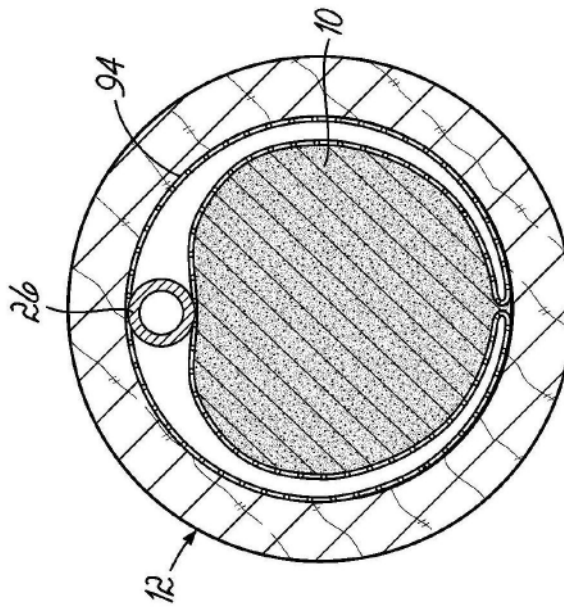


图23D

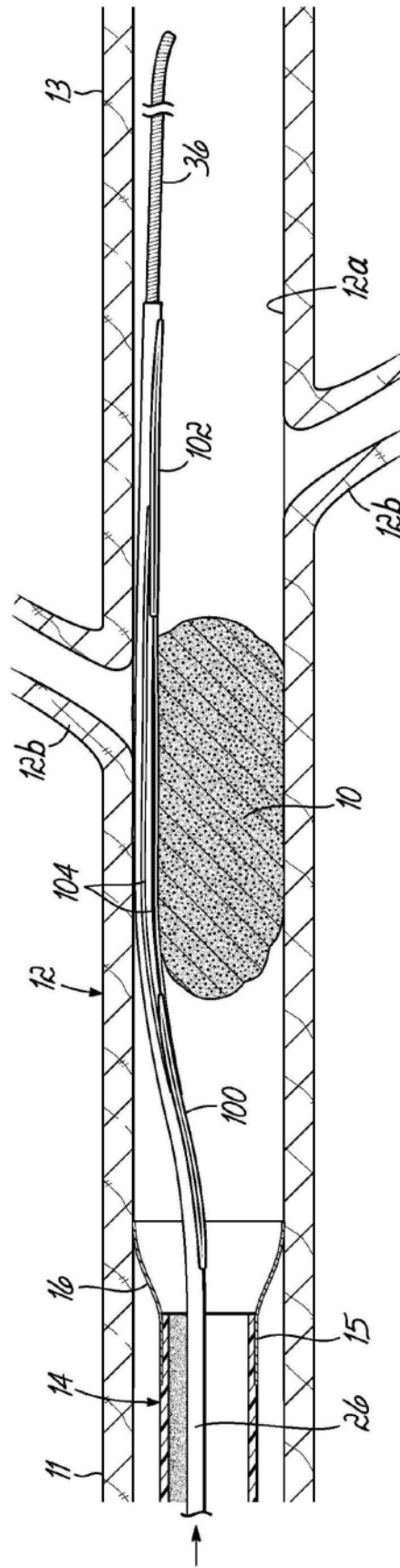


图24A

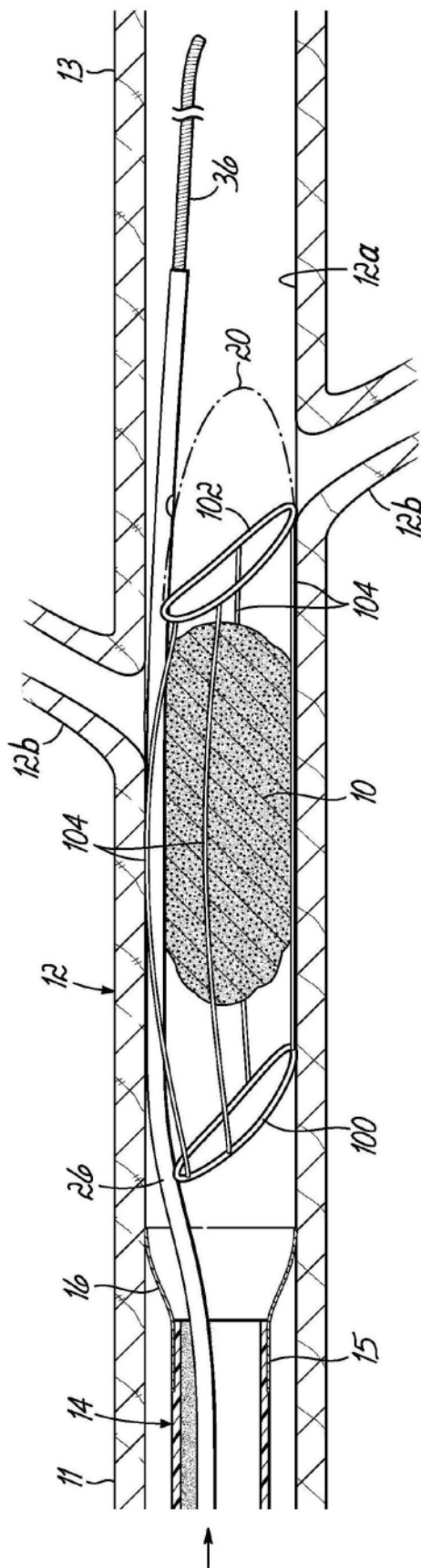


图24B

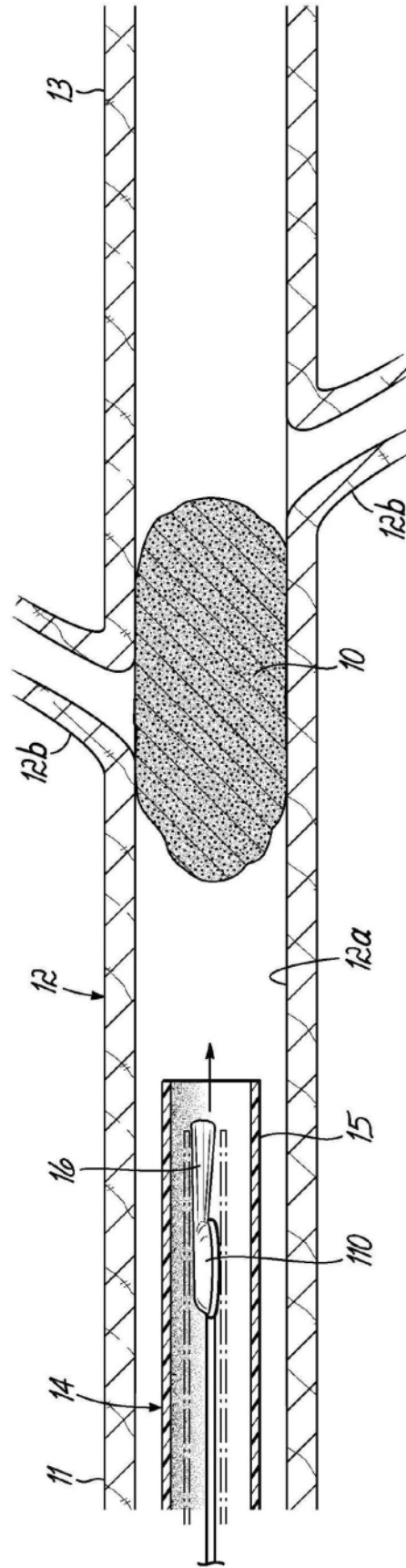


图25A

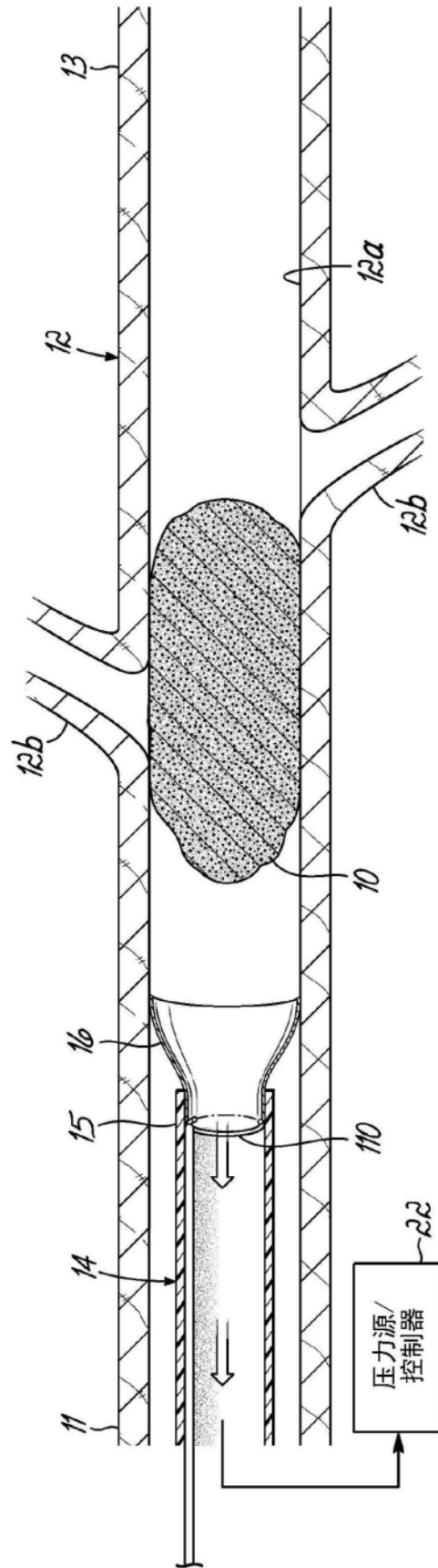


图25B

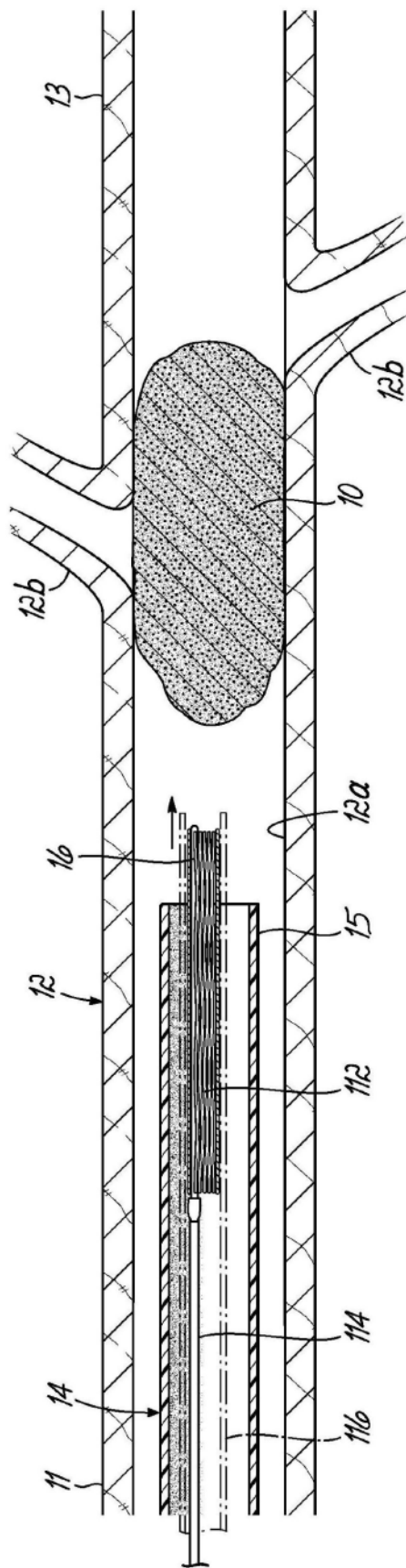


图26A

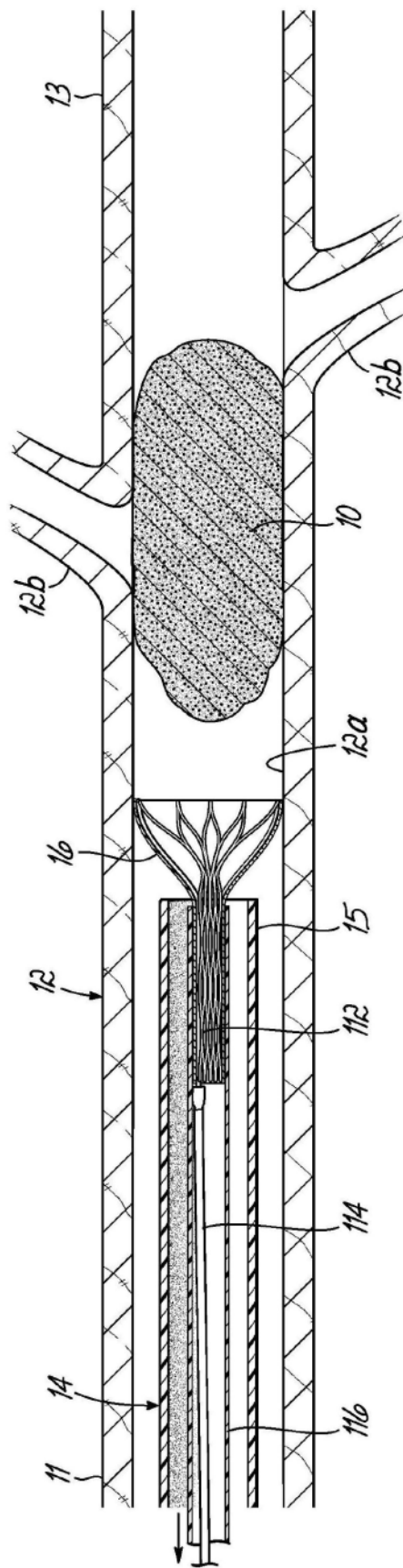


图26B

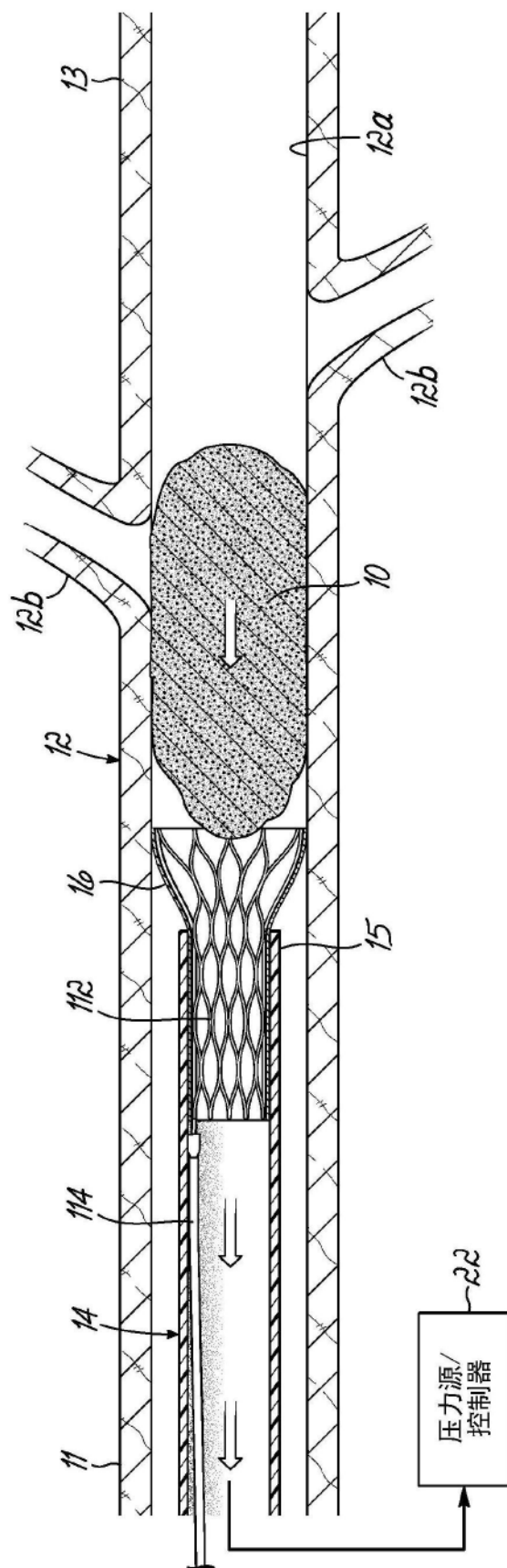


图26C

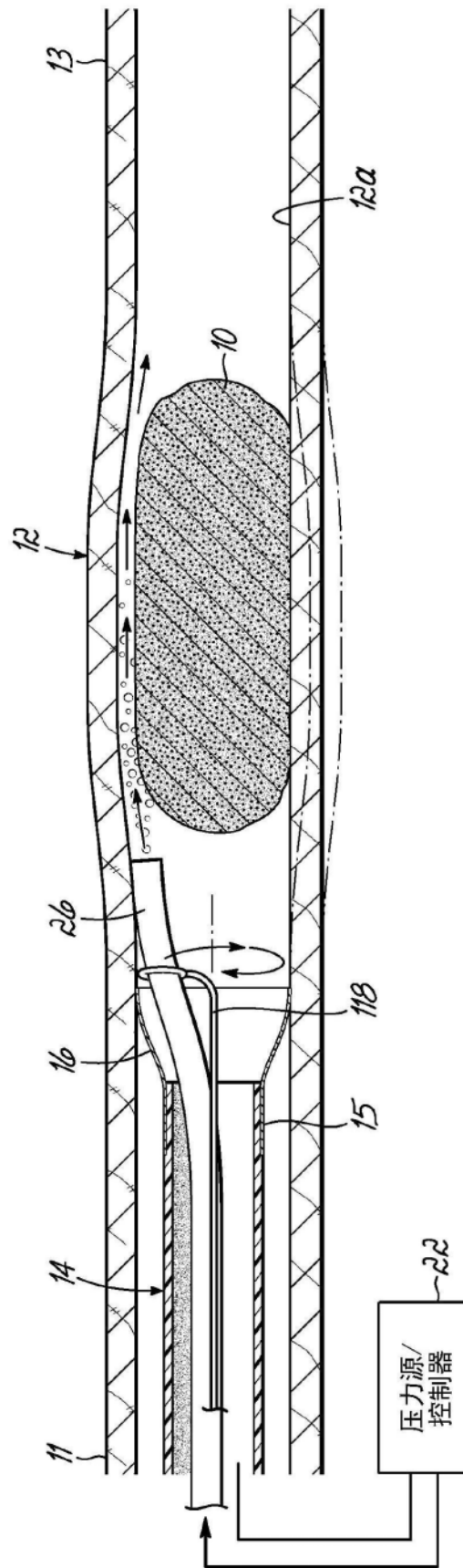


图27A

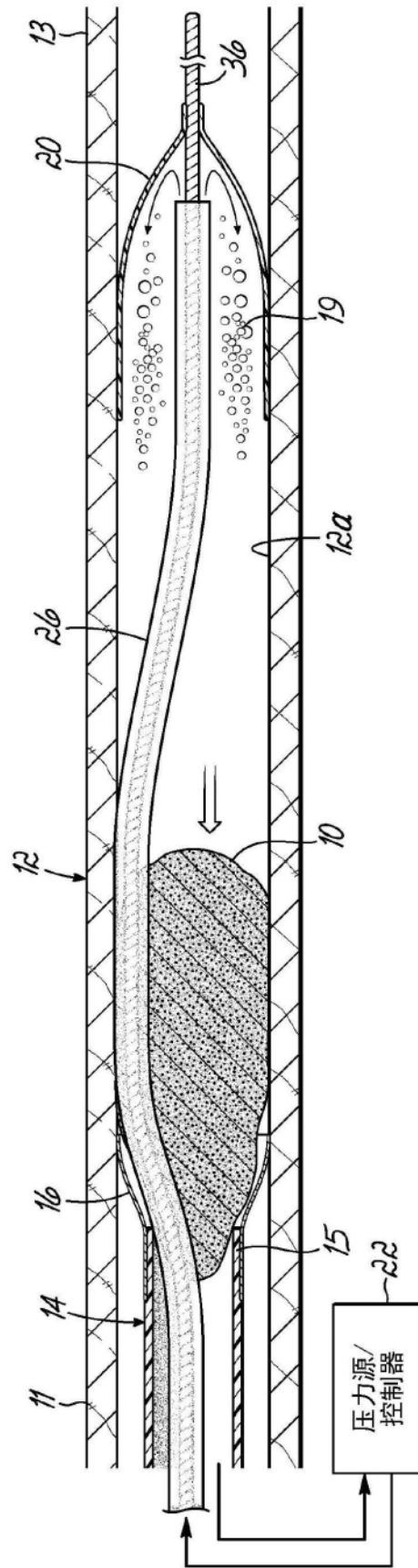


图27B

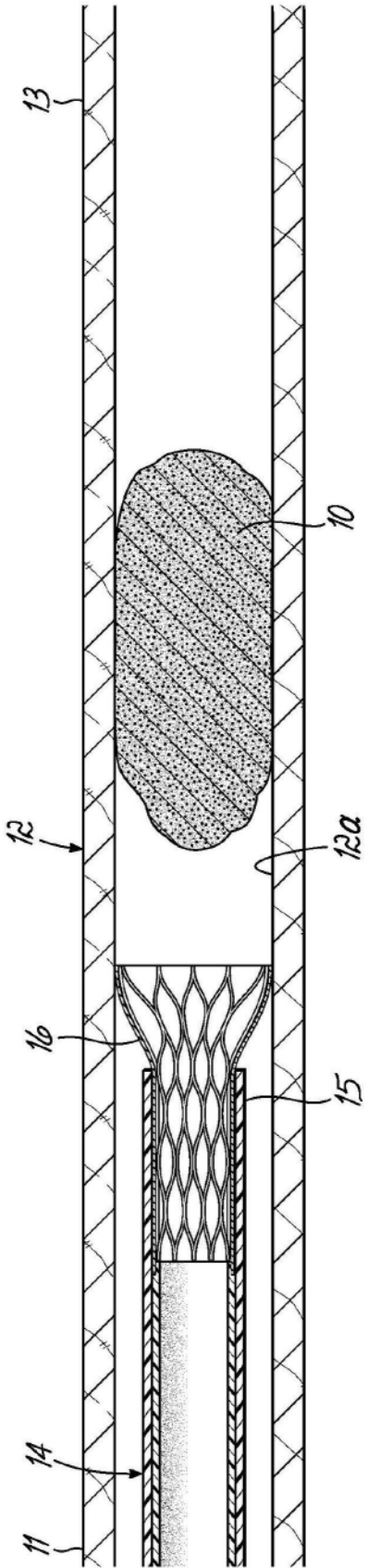


图28A

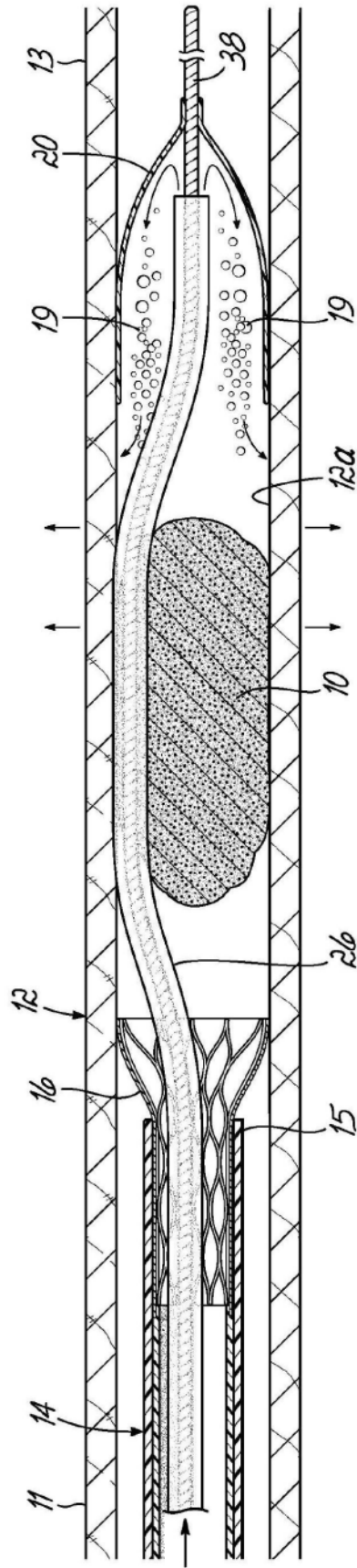


图28B

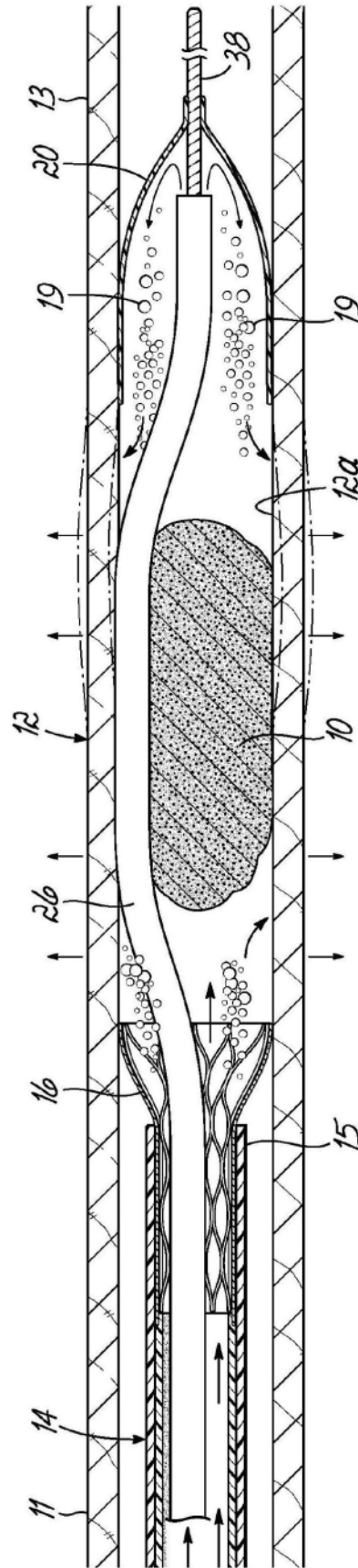


图28C

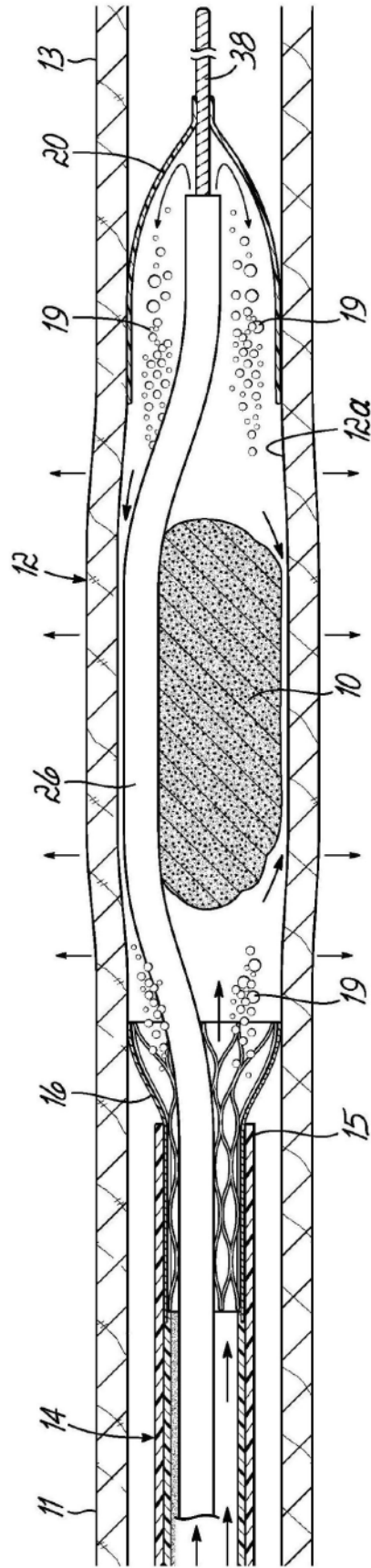


图28D

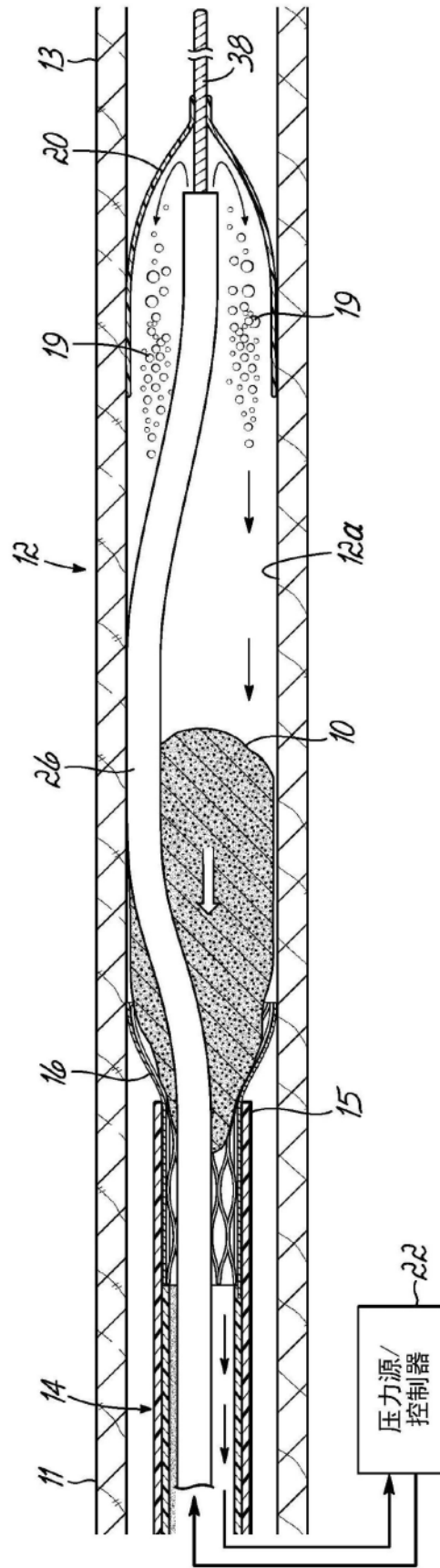


图28E

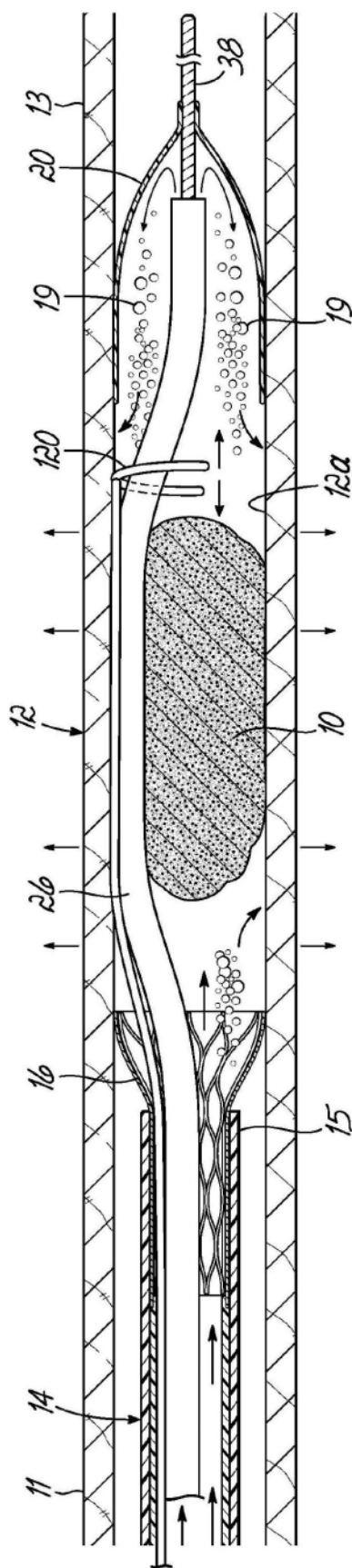


图29A

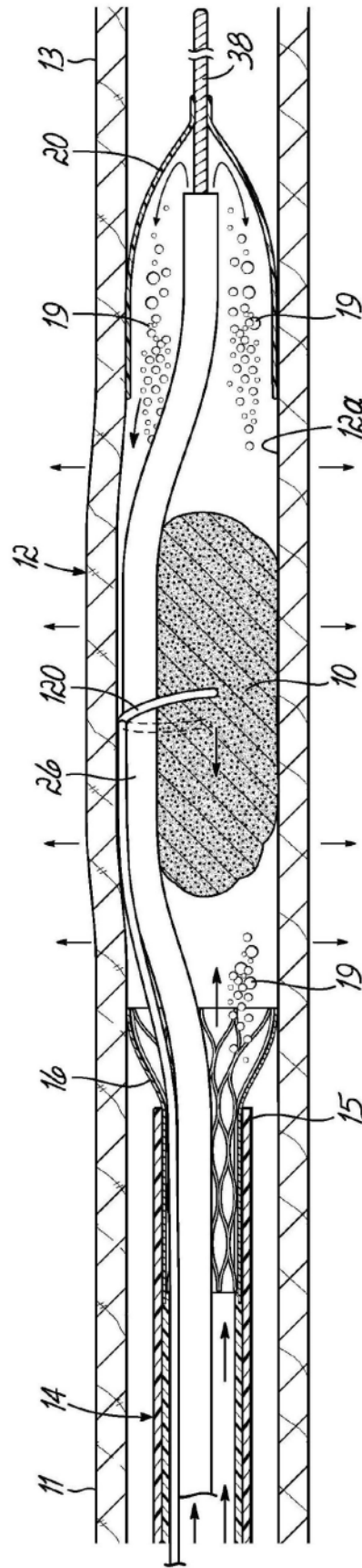


图29B

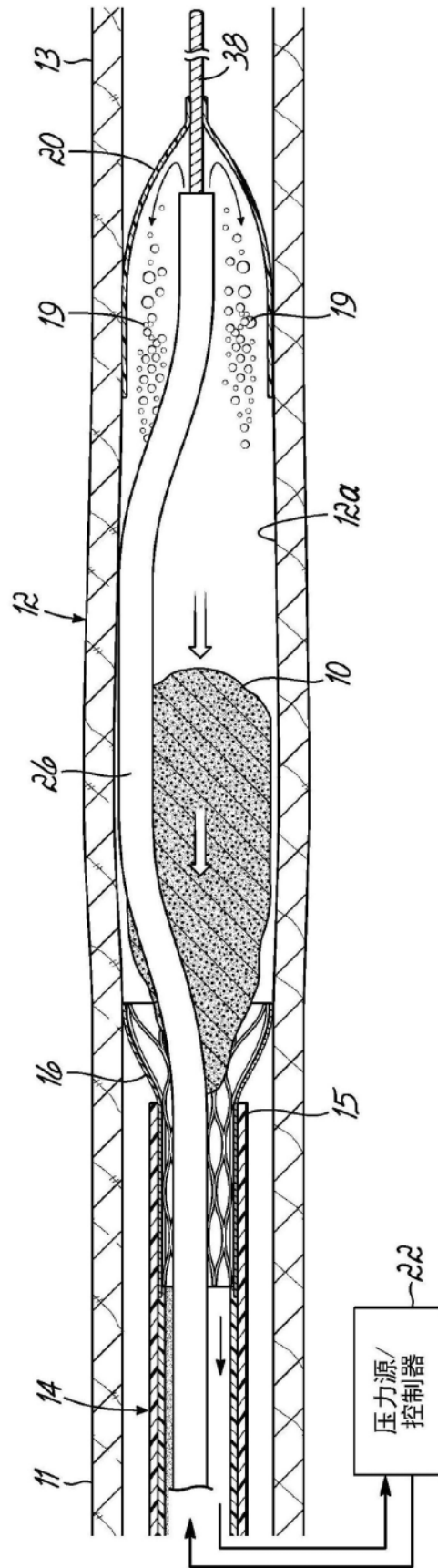


图29C

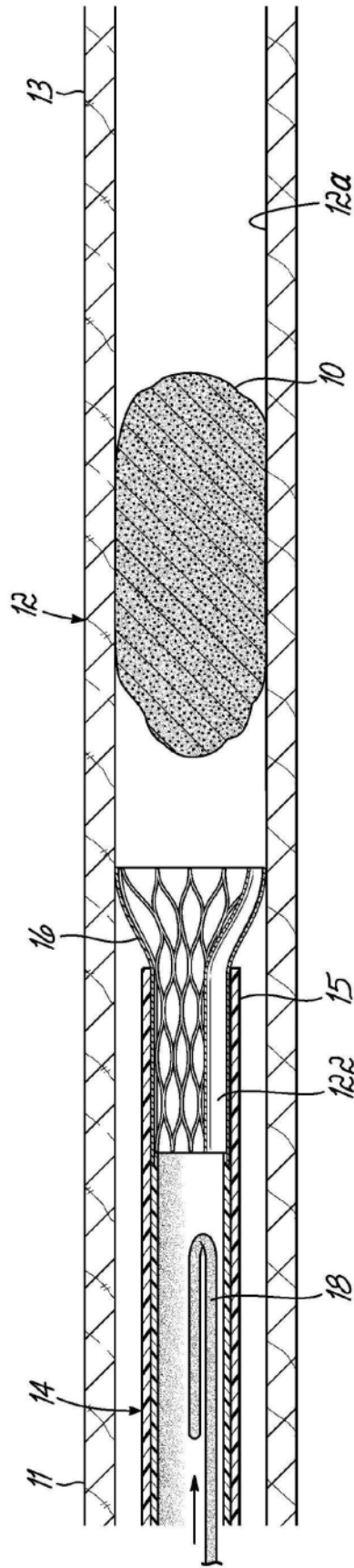


图30A

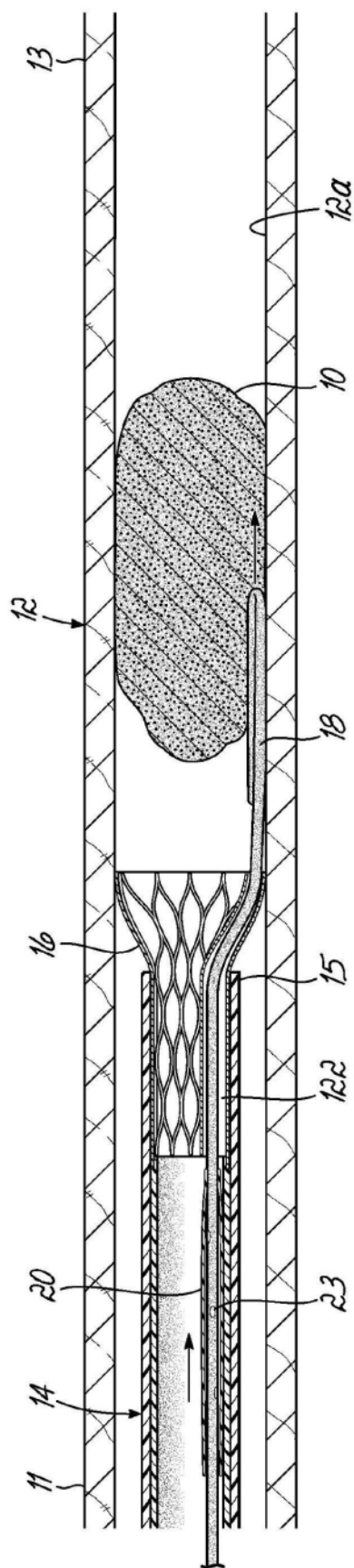


图30B

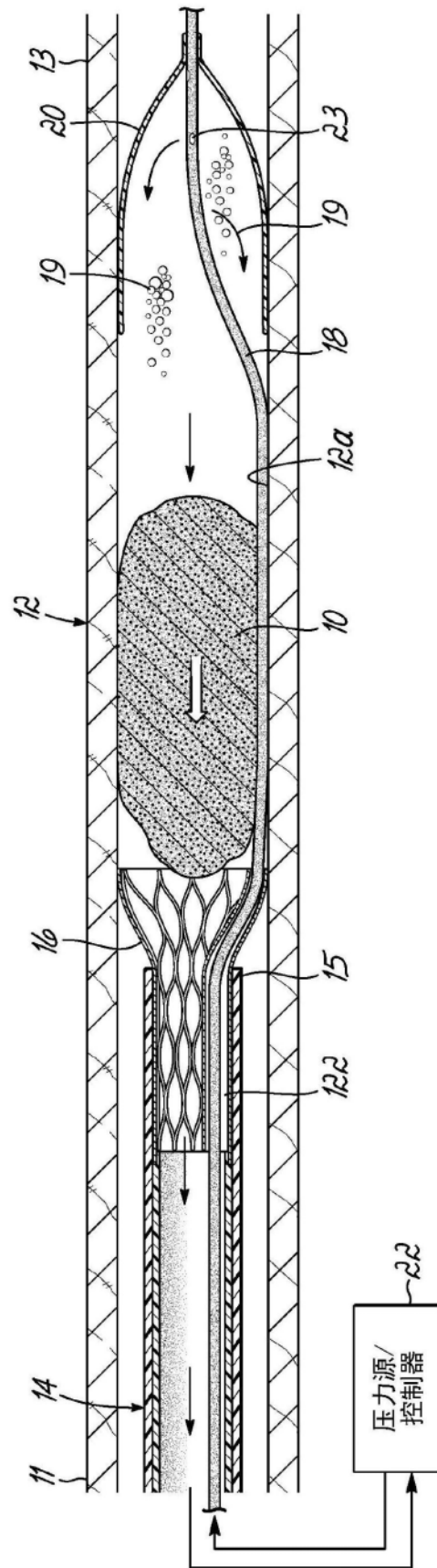


图30C