



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104427948 A

(43) 申请公布日 2015.03.18

(21) 申请号 201380035576.5

代理人 高瑜 郑霞

(22) 申请日 2013.05.14

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/3207(2006.01)

102012104381.7 2012.05.22 DE

A61F 7/12(2006.01)

A61B 17/22(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015.01.04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/059925 2013.05.14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/174676 DE 2013.11.28

(71) 申请人 阿坎迪斯有限两合公司

地址 德国普芬茨塔尔

(72) 发明人 乔尔吉奥·卡塔内奥

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

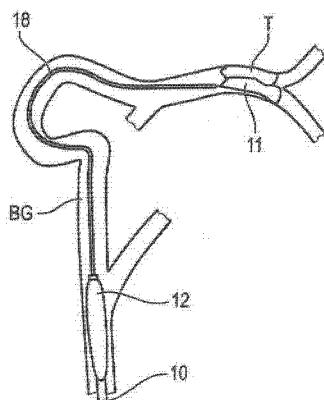
权利要求书3页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

用于血液的血管内温度控制的医学系统，以及医学导管

(57) 摘要

本发明涉及用于血液的血管内温度控制并且用于血管的再通的医学系统，所述医学系统具有递送工具(10)；径向可压缩治疗器件(11)，具体地是再通器件(11)，当处于压缩状态时，该再通器件被安排在该递送工具(10)中是纵向可移动的，并且通过从该递送工具(10)释放，该再通器件是径向可扩张的，以用于血管的再通；以及用于控制血液的温度的温度控制元件(12)，其中该治疗器件(11)，具体地是该再通器件(11)，相对于该温度控制元件(12)，可以按这样一种方式远端地定位，使得在使用期间，由该温度控制元件(12)进行温度控制的血液流动至血管中的再通部位。



1. 一种医学系统,用于血液的血管内温度控制并且用于血管的治疗,更具体地用于血管的再通,该系统包括

-一个供应工具(10),

-一个径向可压缩的治疗装置(11),更具体地是再通装置(11),当处于压缩状态时,该再通装置以纵向可移动方式被安排在该供应工具(10)中,并且通过从该供应工具(10)释放是径向可扩张的,该治疗装置用于治疗血管,更具体地用于再通血管,以及

-用于控制血液温度的一个温度控制元件(12),

其中该治疗装置(11),更具体地是该再通装置(11),可被定位为以这样一种方式远端离开该温度控制元件(12),使得在使用期间,其温度已经由该温度控制元件(12)所控制的血液流动至血管中的治疗部位,更具体地是流动至再通部位。

2. 如权利要求1所述的系统,

其特征在于

该治疗装置(11)包括一个引流器、一个血栓切除装置和一个阻塞装置。

3. 如权利要求1或2所述的系统,

其特征在于

该治疗装置(11)、更具体地是该再通装置(11),包括一个径向可扩张的并且径向可压缩的栅格结构,在扩张状态下,血液可以穿过该再通装置流动。

4. 如权利要求1至3中一项所述的系统,

其特征在于

该供应工具(10)包括用于该治疗装置(11)、更具体地是该再通装置(11)的一个通道(17),该通道沿着至少一个温度控制管线(13a, 13b)延伸,一种温度控制介质可以穿过该通道流动并且该通道被连接至该温度控制元件(12)。

5. 如权利要求4所述的系统,

其特征在于

以纵向可移动方式将一个供应管线(18)安排在该通道(17)中,其中该治疗装置(11)、更具体地是该再通装置(11),以纵向可移动方式被安排在该供应管线(18)中。

6. 如权利要求4所述的系统,

其特征在于

该治疗装置(11)、更具体地是该再通装置(11),以纵向可移动方式被直接安排在该通道(17)中。

7. 如权利要求4-6中一项所述的系统,

其特征在于

至少两个温度控制管线(13a, 13b)被连接至用于该温度控制介质的连续进料和返回的温度控制元件(12)或一个单个温度控制管线(13a)被连接至用于该温度控制介质的脉动式进料和返回的温度控制元件(12)。

8. 如权利要求7所述的系统,

其特征在于

用于进料的温度控制管线(13a)被安排在用于返回的温度控制管线(13b)内。

9. 如权利要求7或8所述的系统,

其特征在于

用于进料的温度控制管线 (13a) 在远端方向突出越过用于返回的温度控制管线 (13b), 其中该温度控制元件 (12) 的近端 (14) 被连接至用于返回的温度控制管线 (13b) 并且该温度控制元件 (12) 的远端 (15) 被连接至用于进料的温度控制管线 (13a)。

10. 如权利要求 9 所述的系统,

其特征在于

用于进料的温度控制管线 (13a) 中的至少一个出口开口 (20) 被安排在该温度控制元件 (12) 的远端 (15) 处。

11. 如权利要求 7 所述的系统,

其特征在于

在远端方向上, 该通道 (17) 突出越过用于进料和返回的单个温度控制管线 (13a), 其中该温度控制元件 (12) 的近端 (14) 被连接至该单个温度控制管线 (13a) 并且该温度控制元件 (12) 的远端 (15) 被连接至该通道 (17)。

12. 如以上权利要求中的一项所述的系统,

其特征在于

该温度控制元件 (12) 形成一个温度控制球囊, 更具体地是一个型材的温度控制球囊 (19)。

13. 如权利要求 4-12 中一项所述的系统,

其特征在于

该至少一个温度控制管线、更具体地是温度控制管线 (13a, 13b) 两者, 和用于该治疗装置 (11)、更具体地是该再通装置 (11) 的通道 (17) 是同轴地安排的。

14. 一种医学系统, 用于血液的血管内温度控制, 该系统包括

- 一个供应工具 (10),

- 一个供应管线 (18), 更具体地用于给予一种溶血栓药物, 以纵向可移动方式被安排在该供应工具 (10) 中, 其中该供应管线 (18) 的一个远端段在该远端方向可移动出该供应工具 (10), 以及

- 用于控制血液温度的一个温度控制元件 (12),

其中该供应管线 (18) 的远端段的一个出口开口可被定位为以这样一种方式远端离开该温度控制元件 (12), 使得在使用期间, 其温度已经由该温度控制元件 (12) 所控制的血液流动至该供应管线 (18) 的远端段的出口开口。

15. 如权利要求 5 或 14 所述的系统,

其特征在于

该供应管线 (18) 的远端和该供应工具 (10) 的远端、更具体地是该通道 (17) 的远端之间的最大可调节距离是从 10cm 至 30cm、更具体地是从 15cm 至 25cm。

16. 一种医学导管, 更具体地用于如权利要求 1-12 中一项所述的或如权利要求 14 所述的系统, 该导管包括一个主管线 (21), 该主管线包括至少三个工作腔室 (13a, 13b, 17), 其中相对于该主管线 (21), 一个第一工作腔室 (17) 是偏心地安排的, 并且一个第二和一个第三工作腔室 (13a, 13b) 相对于彼此是同中心地安排的。

17. 如权利要求 15 所述的导管,

其特征在于

相对于该主管线 (21), 该第二和 / 或第三工作腔室 (13a, 13b) 是同中心地安排的。

18. 如权利要求 15 或 16 所述的导管,

其特征在于

该第二工作腔室 (13a) 和该通道 (17) 包括一个共同的壁段。

19. 如权利要求 15 至 17 中一项所述的导管,

其特征在于

该通道 (17) 在圆周方向上中断了该第三工作腔室 (13b)。

20. 用于血液的血管内温度控制并且用于血管的治疗, 更具体地用于血管的再通的一种方法, 其中, 借助一个供应工具 (10), 供应了用于再通血管的一个工具, 更具体地是一种药物或治疗装置 (11), 更具体地是再通装置 (11), 其中流动至该再通部位的血液的温度是在该血管的再通之前和 / 或期间和 / 或之后, 由一个近端地安排的温度控制元件 (12) 控制的。

## 用于血液的血管内温度控制的医学系统,以及医学导管

[0001] 本发明涉及用于血液的血管内温度控制并且用于血管的治疗,更具体地用于血管的再通的医学系统,并且涉及医学导管。

[0002] 不具有温度控制可能性的再通器件用于医学领域,用于恢复血管中的血流。通过举例,血流会被血块、更具体地被血栓中断,其结果是,在下游组织区域中存在营养和氧的短缺。为了恢复供应,机械地和 / 或通过药物去除血块。

[0003] US 2005/0085849 A1 描述了能够机械去除血栓的这样一种再通器件。为此,该器件包括具有当在血管中释放时,以螺旋或螺钉样方式径向扩张的远端段的导丝。借助导管,使用远端离开血块定位的所得螺旋状结构,通过撤回导丝去除血块。

[0004] 当再通血管时(例如在脑血管意外后)引起的并发症是出血。这联系到以下事实:远端离开血管阻塞的坏死区域具有多个血管,这些血管具有退化的血管壁。如果在再通期间存在突然的血流,这伴随动脉血压的恢复,远端血管会受损,这会导致出血。在产生受影响的血管的快速再通的机械再通系统中恰恰发生了这一问题。

[0005] 本发明是基于说明一种医学系统的目标,该医学系统减小血管阻塞的机械再通期间的副作用,并且此外适合脑血管意外的有效治疗。此外,本发明基于说明一种医学导管的目标,该医学导管适合用于这样一个系统。

[0006] 根据本发明,通过包括如权利要求 1 所述的特征的医学系统,可替代地,通过包括如权利要求 14 所述的特征的系统实现这一目标。考虑到导管,通过如权利要求 16 所述的主题实现该目标。

[0007] 本发明基于以下概念:说明用于血液的血管内温度控制并且用于血管的治疗,更具体地用于血管的再通的一种医学系统。

[0008] 该系统包括供应工具和径向可压缩的治疗装置,更具体地是再通装置,当处于压缩状态时,该再通装置以纵向可移动方式被安排在该供应工具中,并且通过从该供应工具释放径向可扩张,以用于治疗血管,更具体地用于再通血管。此外,该系统包括用于控制血液温度的一个温度控制元件。该治疗装置,更具体地是该再通装置,可被定位为以这种方式远端离开该温度控制元件,使得在使用期间,血液(其温度已经由该温度控制元件所控制)流动至血管中的治疗部位,更具体地是流动至再通部位。

[0009] 本发明组合了机械治疗系统,更具体地是机械再通系统的功能与单系统或器械中血管内低温的优点。因此,出于冷却的目的,或总体上出于温度控制的目的,并且出于治疗的目的,更具体地出于再通的目的,不存在更换器械的需要。根据本发明,使用同一系统或器械进行了这两个过程,其结果是,改进了治疗的有效性。在此情况下,温度控制和治疗,更具体地是再通,可以同时进行或以一个时间偏移量来进行。

[0010] 本发明不仅适合冷却血液,而且还适合加热血液(高温),即总之,适合血液的温度控制。不限制本发明,以下结合血液的优选冷却描述了该系统。

[0011] 使用组合的低温 / 再通系统,减少了血肿的形成;如果在机械再通期间存在血管出血,后者是会发生的。在此情况下,根据本发明,通过同一个系统冷却血液并且机械加宽血管,而在治疗期间,不必对此器械需进行更换。

[0012] 另外,根据本发明所述的系统利用了来自特别有益的低温的另外的正效应(恰好结合整合的再通功能)。因此,血管内低温特别适合用于治疗脑血管意外,因为在治疗期间,它有助于延长时间窗口。与细胞溶解相反,低温还适合用于治疗出血性脑血管意外。因此,可以将低温用作第一治疗措施之一,与脑血管意外的类型(缺血性或出血性)无关。确切地,血管内低温的优点在于,在血管中直接发生从血液至温度控制介质的热传递。因此,血管内低温实现了特别有效的热传递。另外,可能产生非常局部的冷却效果,这转而使得在整合的再通功能的背景下,使得能够靶向治疗特定的、局部地限制的身体区域。

[0013] 本发明不限制于再通系统,例如支架,而是它使得能够组合温度控制功能与总体上用于血管内环境的机械治疗系统。确切地包括在本发明的范围内的是径向可压缩并且可扩张的治疗装置,例如引流器,例如动脉瘤支架或支架移植物,血栓切除装置或阻塞装置。参考由本申请人生产并且销售的神经封闭支架,作为动脉瘤支架的特定实例,并且参考同样由本申请人生产并且销售的Aperio器件,作为血栓切除装置的特定实例。在释放后从拉伸形式改变为盘绕形式的动脉瘤线圈是在本发明的范围内可用的阻塞装置的一个实例。拉伸形式对应于径向压缩状态,并且盘绕形式对应于径向扩张状态。

[0014] 再通系统,例如像支架,是特别优选的治疗系统。

[0015] 用于血管内低温的医学器械,例如球囊导管,是已知的。在US 6,702,783中描述了这样的一种球囊导管。然而,已知器械仅用于冷却血液,并不用于再通血管。

[0016] 另外,已知低温器械具有这样大的尺寸,使得这些器械不能用于治疗位于远端的血管,例如用于脑的区域。

[0017] 相比之下,根据本发明所述的用于血液的血管内温度控制的并且用于血管的治疗,更具体地用于血管的再通的系统是柔性地可用的,并且还使得能够用小腔室治疗血管。为此,根据本发明所述的系统具有治疗装置,更具体地是再通装置,以及分开的温度控制元件,其中该治疗装置,更具体地是再通装置,实质上独立于该温度控制元件而可定位在血管中。在同一个医学系统中由此出现的功能的分开使得能够独立于对应的而其他部件的功能进行对应的部件的功能优化。例如,因此可能使得治疗装置,更具体地是再通装置的尺寸处于以这样一种方式,使得后者可以在具有小直径的血管中扩张。

[0018] 在使用期间,即在释放的、扩张的治疗装置,更具体地是再通装置的情况下,温度控制元件被安排为近端靠近前者。因为血管直径最常见是从远端向近端增加,所以在使用期间,该温度控制元件可以具有比该治疗装置,更具体地是该再通装置更大的直径。因此,在该过程中,可以优化还确定了温度控制元件的有效性的表面的热传递,而不对治疗装置,更具体地是再通装置的尺寸确定产生限制,因为后者独立于温度控制元件。

[0019] 从属权利要求说明了本发明的优选实施例。

[0020] 在以下内容中结合再通装置描述了根据本发明所述的实施例的特征和优点,并且还结合治疗装置总体上对其进行了披露和要求。将其应用于整个申请。

[0021] 例如,再通装置可以包括径向可扩张并且径向可压缩的栅格结构,借此血液可以在扩张状态下流动。在组合的温度控制/再通系统的背景下,这样的再通装置本身是已知的,并且具有以下优点:血液温度控制,具体地是血液冷却,并且可以同时发生血管的再通。

[0022] 总之,在再通之前和之后,可以使用该系统控制血液的温度。再通期间的温度控制对再通装置有以下要求:借助它,血液可以在扩张状态下流动,例如像以上提到的栅格结

构。

[0023] 为了再通装置的和温度控制元件的组合的处理和致动,供应工具可以包括用于该再通装置的一个通道,该通道沿着至少一个温度控制管线延伸,借助该通道温度控制介质可以流动,并且该通道连接至该温度控制元件。

[0024] 在优选的实施例中,以纵向可移动方式安排该通道中的一个供应管线,其中该再通装置以纵向可移动方式被安排在该供应管线中。该供应管线实现了一种伸缩功能,借助该功能,可以按一种简单方式设置该温度控制元件和该再通装置之间的距离。

[0025] 其结果是,患者特异性条件,例如血管直径、血管曲率等,可以加以考虑,并且通过该再通装置可以到达远的、小腔室血管区域。

[0026] 为此,该温度控制元件(它具有比该再通装置更大的直径)被放置在该血管具有足够大的直径的一个位置处。对于其他应用,该温度控制元件的直径可以对应于,或小于,该再通装置的直径。具有或不具有来自该通道的导丝,以远端方向推进该供应管线进入窄血管区域,直至该再通部位,这样使得可以定位该再通装置。为此,在该供应管线中推进该再通装置,直至该再通部位,其中在该再通装置正确定位后,撤回所述供应管线。其结果是,在径向方向释放并且扩张该再通装置,其中重建或扩大该血管的自由流动断面。

[0027] 可替代地,可以按纵向可移动方式,将该再通装置直接安排在该通道中。这一实施例具有简单的设计并且可以被容易地生产。另外,可能使用一个更小的通道直径。

[0028] 优选地,至少两个温度控制管线被连接至该温度控制元件,其中使可能实现该温度控制介质的连续进料和返回,即一个连续的温度控制。可替代地,一个单个温度控制管线可以被连接至该温度控制元件,用于该温度控制介质的脉动式进料和返回。这简化了该设计。

[0029] 如果用于进料的温度控制管线被安排在用于返回的温度控制管线内,则被导向该温度控制元件的温度控制介质针对周围血液是绝热的。

[0030] 可以凭借在远端方向突出越过用于返回的温度控制管线的用于进料的温度控制管线实现温度控制元件供应,其中该温度控制元件的近端连接至用于返回的温度控制管线,并且该温度控制元件的远端连接至用于进料的温度控制管线,其中具体地,这两个连接都是流体密封的。因此,在用于进料的温度控制管线和用于返回的温度控制管线的远端之间产生了一个接收空间,该接收空间的容器空间以流体密封方式终结在轴向端并且该接收空间可以被填充有该温度控制介质。

[0031] 如果用于进料的温度控制管线中的至少一个输出开口被安排在该温度控制元件的远端,则该温度控制介质在该温度控制元件的远端流出,并且它被导向回到该温度控制元件的近端,并且从那里进入用于返回的温度控制管线。这实现了尽可能长的温度控制的或热交换的通路。

[0032] 可替代地,用于进料和返回的单个温度控制管线可以在远端方向突出越过该通道,其中该温度控制元件的近端连接至单个温度控制管线,并且该温度控制元件的远端连接至该通道,其中具体地,这两个连接都是流体密封的。结合该温度控制介质的多腔室供应工具,描述了这一实施例的优点。

[0033] 该温度控制元件优选形成了一个温度控制球囊,更具体地是一个型材的(profiled)温度控制球囊,其优点在于通过该温度控制介质的压力实现了扩张。

[0034] 如果至少一个温度控制管线,更具体地是两个温度控制管线,以及用于该再通装置的通道是同轴地安排的,则实现了该系统的简单设计。

[0035] 发现如果该供应管线的远端和该供应工具的远端,更具体地是该通道的远端之间的最大可调节距离是从 10cm 至 30cm,更具体地是从 15cm 至 25cm,则实现了该温度控制元件的和该治疗装置的,更具体地是该再通装置的良好可定位性。

[0036] 此外,本发明涉及一种包括主管线的医学导管,该主管线包括至少三个工作腔室,其中相对于该主管线,偏心地安排一个第一工作腔室,并且相对于彼此同中心地安排一个第二和一个第三工作腔室。这样一种导管适合用于如在权利要求 1-12 或 14 中的一项所述的系统,并且结合这一系统对其进行披露,如在权利要求书中和在说明书中对其进行的解释。独立于该系统描述了该导管,并且该导管还适合用于其他使用目的。

[0037] 该导管的优点在于作为该第一工作腔室的偏心安排的结果,两个其他工作腔室之一的体积,具体地是该第二工作腔室的体积增加了。如果该第一工作腔室形成了用于该再通装置的供应工具,并且该第二工作腔室形成了这些温度控制管线之一,具体地是用于进料的温度控制管线,则在根据本发明所述的系统中,这一优点变得特别重要。然后,用于该温度控制介质的流动断面增加了。

[0038] 如果用于进料的温度控制管线被径向地安排在内侧上,则这是有利的,因为在用于进料的温度控制管线中实现了该温度控制介质的理想隔离。在此情况下,径向地在外侧上,用于返回的温度控制管线围绕用于进料的温度控制管线的一个圆周段。用于进料的温度控制管线的一个另外的或剩余的圆周段是由该偏心地安排的第一工作腔室,更具体地是由该通道隔离的。

[0039] 与其中所有工作腔室都同中心地安排的系统相比,根据本发明所述的导管优点在于在沿着该导管长度的定位方面,这些个体工作腔室是固定的。通过举例,可以凭借被连接至,更具体地是粘合地连接至其他工作腔室的偏心地安排的第一工作腔室,实现这一点。

[0040] 还可以与其他系统一起使用该导管。

[0041] 在下文参照所附多张示意图、基于具有另外细节的多个示例性实施例,来更详细地解释本发明。详细来说

[0042] 图 1 示出了根据本发明,在具有扩张的再通装置的血管中,根据示例性实施例所述的系统的一个图,其中,针对该再通装置的定位,提供了在通道中的另外的供应管线;

[0043] 图 2 示出了根据本发明,在具有扩张的再通装置的血管中,根据另外的示例性实施例所述的系统的一个图,其中,由该通道,而不用另外的供应管线,该再通装置是直接可定位的;

[0044] 图 3 示出了穿过具有三个同中心工作腔室的导管的远端的纵断面,所述导管适合用于如图 1 和 2 所述的系统;

[0045] 图 4 示出了根据如图 1 所述的系统,穿过具有在该通道中的供应管线的、如图 3 所述的导管的纵断面;

[0046] 图 5 示出了根据如图 2 所述的系统,穿过具有在该通道中直接供应的再通装置的、如图 3 所述的导管的纵断面;

[0047] 图 6 示出了穿过具有两个同中心工作腔室的导管的远端的纵断面,所述导管适合用于如图 1 和 2 所述的系统;

[0048] 图 7 示出包括三个工作腔室的、根据本发明所述的导管的一个实例的图,其中一个工作腔室是偏心地安排的,所述导管适合用于如图 1 和 2 所述的系统;

[0049] 图 8 示出了如图 7 所述的导管的远端的一个透视图

[0050] 图 9 示出了穿过如图 7 所述的导管的一个断面;

[0051] 图 10 示出了穿过适合用于如图 1 和 2 所述的系统的另外的导管的断面并且

[0052] 图 11 示出了穿过如图 10 所述的导管的一个纵断面。

[0053] 图 1 和 2 示出了根据依照本发明的实例所述的医学系统,在使用期间,所述医学系统被插入到一个血管,例如颈动脉和大脑中动脉 (MCA) 中。可以在身体中的其他治疗部位使用这些系统。

[0054] 这两个系统共同的是,用于血液的血管内温度控制,具体地是用于血管内低温的这些组合部件,和用于血管的再通的部件处于同一个系统中。可以连贯地处理该系统,这样使得在治疗期间,由该系统的多个部件,而不使用器械更换就可以满足冷却和再通功能这二者。在此情况下,可以在时间上彼此独立地或同时地发生血液冷却和再通。这两个系统使血液冷却能够在再通之前、之中和之后进行。取决于各自选择的再通功能,还可能仅在再通之前或之后进行冷却,例如,如果在再通过程期间,不可能进行待治疗的血管的灌注。

[0055] 将基于组合的温度控制和再通功能描述本发明。如在权利要求 1 中所说明,结合总体上组合温度控制装置与治疗装置的一个系统,还披露和要求了伴随它所披露的特征和优点。

[0056] 为了组合的冷却和再通,如图 1 和 2 所述的系统包括一个供应工具 10,更具体地是一个导管,一个再通装置 11 和一个温度控制元件 12。再通装置 11 和温度控制元件 12 形成了该系统的分开的部件,这些部件在空间上并且在功能方面彼此分开。

[0057] 再通装置 11 径向可压缩,这样使得它在该系统的近使用者侧上被插入到供应工具 10 中,并且它在处于压缩状态的供应工具 10 中轴向可移动。其结果是,再通装置 11 可以被输送穿过供应工具 10 至治疗位置,例如借助输送丝 23 或移动再通装置 11 的推进器。

[0058] 在治疗位置,即在图 1 和 2 中的血栓的区域中,当后者从供应工具 10 释放时,再通装置 11 径向可扩张。在径向扩张期间,再通装置 11 的直径增加,这样使得血栓被压迫紧靠血管壁,并且在血管中形成开口。可以实现径向可扩张性而不施加外力。在此情况下,再通装置 11 是可自扩张的,例如由于在压缩状态下储存的弹力,或由于选择被适当调控的形状记忆材料。这两种机制本身是已知的。还可能通过施加外部径向力,例如借助扩张导管,扩张再通装置 11。

[0059] 再通装置 11 可以包括例如被编织或是激光切口的管形的或支架状的栅格结构。此类栅格结构的扩张机制是已知的。

[0060] 结合所有实例披露了再通装置 11 的上述特征。

[0061] 此外,如图 1 和 2 所述的系统包括温度控制元件 12,提供该温度控制元件用于控制血液温度。连同该系统,还披露和要求了是该系统的一部分的温度控制工具或温度控制介质,具体地是冷却剂。

[0062] 以球囊 19 的形式呈现了温度控制元件 12。球囊 19 附接在供应工具 10 的外侧,具体地是在该导管的外壁上。供应工具 10 穿过了温度控制元件 12。温度控制元件 12 至少部分地,更具体地完全地,以圆周方向围绕供应工具 10,并且以纵向方向沿着供应工具 10,更

具体地，沿着供应工具 10 的一段延伸。

[0063] 温度控制元件 12，具体地是球囊 19，是径向可扩张的。在扩张状态下，球囊 19 的外径大于温度控制管线 13 的外径。另外，球囊 19 以这样一种方式确定尺寸，使得在靶血管中后者具有比血管直径更小的外径（参见图 1）。为此，球囊 19 可扩张至预定直径（无顺应性）。在使用期间，血流穿过球囊 19 和血管壁之间的间隙。为此，球囊 19 可以不具有型材 (profile)，即它具有平滑、连续的壁。

[0064] 为了改进灌注，球囊 19 可以形成处于扩张状态的型材的外壁，这样使得血液可以按远端方向流过球囊 19。在此情况下，球囊 19 的第一壁区段可以邻接靠在血管壁上。在其间安排的第二壁区段可以具有比第一壁区段更小的外径并且形成用于血液的流动通道。通过举例，球囊 19 可以具有星形断面。

[0065] 当流过时，血液失去热量至球囊 19，该球囊因此充当了热交换器。

[0066] 以此方式进行温度控制或冷却的血液然后到达再通装置 11 的区域，并且在一定程度上后者是可透过的，在再通过程期间，血液流动穿过后者。如在开始所述，操作的其他方法是可能的。

[0067] 该系统被适配为允许在使用期间，再通装置 11 远端离开温度控制元件 12 而定位。所实现的是，在使用期间，其温度已经被温度控制元件 12 控制的血液可以流动至再通部位。在如图 1 和 2 所述的实例中，这是凭借以下事实实现的：再通装置 11 被安排为在供应工具 10 中处于压缩状态，并且可以在供应工具 10 的纵向方向上移动。温度控制元件 12 被连接至供应工具 10，确切地是连接至供应工具 12 的外壁。温度控制元件 12 的远端与供应工具 10 的远端大致齐平。温度控制元件 12 的远端可以按近端方向距离供应工具 10 的远端一个距离。这可靠地避免了温度控制元件 12 与其他元件，例如像再通元件 11 的碰撞，该再通元件自在供应工具 10 的远端提供的输出开口发出。换言之，温度控制元件 12 从供应工具 10 的远端开始，以近端方向沿着供应工具 10 延伸。

[0068] 当再通装置 11 从供应工具 10 释放时，直接做到这点，如在图 2 中，或间接做到这点，如在图 1 中，再通装置 11 定位为远端离开温度控制元件 12。以此方式，实现了在图 1 和 2 中示出的温度控制元件 12 的和再通装置 11 的顺序安排，这样使得其温度已经被温度控制元件 12 控制的血液可以到达再通部位。

[0069] 以此方式设计供应工具 10，使得它既可以输送再通装置 11 至治疗位置也可以用温度控制介质供应温度控制元件 12。为此，供应工具 10，确切地是一个导管，包括用于再通装置 11 的通道 17。结合图 3 至 6，更详细地描述了通道 17。通道 17 沿着至少一个温度控制管线 13a、13b 延伸，在使用期间温度控制介质流动穿过该通道，并且该通道流体连接至温度控制元件 12。供应工具 10 整合通道 17 和至少一个温度控制管线 13a、13b 为一个单个部件，具体地是在导管管线或主管线 21 中，这样使得可以一起管理通道 17 和至少一个温度控制管线 13a、13b，或它们是可一起管理的。术语“通道”指示该腔室和限定该腔室的壁这两者。同样适用于术语“温度控制管线”。

[0070] 在以下内容中，针对供应工具 10 的双功能（即再通装置 11 的进料和温度控制元件 12 的供应）的可能实施描述了两个选项。在如图 1 所述的实例中，供应工具 10 包括分开的供应管线 18，该供应管线以纵向可移动方式安排在通道 17 中。再通装置 11 转而以纵向可移动方式被安排在供应管线 18 中。通过举例，供应管线 18 可以被呈现为所谓的微导

管,即呈现为柔性导管,该柔性导管具有可以进入到具有窄腔室的血管区域的小外径。如图 1 所示,这是有利的,因为在具有相当大直径的血管中,温度控制元件 12 可以被定位为距离血栓 T 一个较大距离。可以从通道 17 推进供应管线 10,例如借助导丝,并且留下供应工具 10。供应管线 18 向上移动至治疗部位,准确地说,到这样的程度,使得供应管线 18 的尖端或远端以远端方向突出越过血栓 T。因此在连接至供应工具 10 的温度控制元件 12 和血栓 T 之间,供应管线 18 具体地是两个顶出区段形成了可伸缩连接。如果再通装置 11 被正确定位在血栓区域中,则通过以本身已知的方式被撤回的供应管线 18,再通装置 11 可以被向上推进至血栓 T。其结果是,如在图 1 中描绘,再通装置 11 从供应管线 18 释放,并且可以径向扩张。

[0071] 因此,通过该系统,再通装置 11 被定位为,或可定位为,远端离开温度控制元件 12。

[0072] 可替代地,如在图 2 中描绘,可以按纵向可移动方式,将再通装置 11 直接安排在该通道 17 中。这简化了该系统的设计。因为在从通道 17 释放后,再通装置 11 立即扩张,所以温度控制元件 12 和释放的再通装置 11 之间的距离小于用如图 1 所述的系统可设置的距离。

[0073] 在如图 2 所述的示例性实施例中,可以凭借在释放再通装置 11 之后,进一步以近端方向撤回的,准确地说是与供应工具 10 或该导管一起撤回的温度控制元件 12,设置温度控制元件 12 和再通装置 11 之间的距离。在撤回期间,温度控制元件 12 被压缩或不处于扩张状态。与此相反,在根据图 1 的实例中的温度控制元件 12 可以按固定的方式被定位在血管的适合位置。通过推进供应管线 18,设置温度控制元件 12 和再通装置 11 之间的距离。可见,在此情况下,几乎任意大的距离是可能的。因此,如图 1 所述的系统很好地适合在具有非常小直径的血管中使阻塞再通,并且有效冷却了流动至再通部位的血液。

[0074] 因此,凭借为了定位再通装置 11,相对于彼此轴向可移动的再通装置 11 和温度控制元件 12,实现了远端离开温度控制元件 12 的再通装置 11 的可定位性。通过举例,可以凭借相对于完整系统以固定的方式被安排的温度控制元件 12 和在供应工具 10 中直接地或通过供应管线 18 间接地轴向移动的再通装置 11,实现该相对移动。该相对可移动性使能够实现再通装置远端离开温度控制元件 12 的可定位性,因为可以经由温度控制元件 12 的位置从近端位置向远端位置输送再通装置 11,并且可以远端离开温度控制元件 12 地从供应工具 10 释放该再通装置。此外,再通装置 11 和温度控制元件 12 之间的相对可移动性另外使能够设置温度控制元件 12 和再通装置 11 之间的轴向距离,其结果是,可以考虑患者特异性情况,例如血管直径、血管曲率等。

[0075] 在图 3 至 6 中描绘了温度控制元件 12 和供应工具 10 之间的连接的实例,其中图 3 至 5 描绘了一个三腔室供应工具 10,并且图 6 描绘了一个两腔室供应工具 10。

[0076] 如图 3 和 6 所述的供应工具 10 共同的是通道 17,该通道被适配成用于再通装置 11 的直接供应(图 5),或用于通过另外的供应管线 18 的间接供应(图 4)。在如图 6 所述的供应工具 10 中,如图 4 和 5 所述的两个供应选项也是可能的。

[0077] 通道 17 形成了柔性管线或柔性管。再通装置 11(图 5)的外径或另外的供应管线 18(图 4)的外径被适配成管道 17 的内径,这样使得再通装置 11 或供应管线 18 可以在通道 17 内轴向移动。同样适用于如图 6 所述的通道 17。

[0078] 如图 3 所述的供应工具 10 具有至少一个, 进一步地, 至少两个温度控制元件 13a、13b, 它们沿着通道 17 延伸。确切地, 在如图 3 所述的实例中, 通道 17 和两个温度控制管线 13a、13b 实质上同中心地安排。如基于如图 7 所述的示例性实施例更详细地解释的, 供应工具 10 的其他断面的几何形状是可能的。

[0079] 在如图 3 所述的实例中, 两个温度控制管线 13a、13b 被适配成用于连续流动穿过温度控制元件 12, 确切地是穿过球囊 19。为此, 两个温度控制管线之一 13a, 具体地是第一温度控制管线 13a 用作一个进料管线, 温度控制介质或冷却剂穿过它被进料至球囊 19。两个温度控制管线中的另一个, 具体地是第二温度控制管线 13b 用作一个返回管线, 温度控制介质或冷却剂穿过它被排出球囊 19。

[0080] 由具有不同直径的柔性管线或管形成第一和第二温度控制管线 13a、13b。由通道 17 的外壁形成用于进料的第一温度控制管线 13a 的内壁。这导致通道 17 和第一温度控制管线 13a 的内壁之间的环形间隙, 穿过它, 以远端方向引导温度控制介质。连同第二温度控制管线 13b 的内壁, 第一温度控制管线 13a 的外壁形成了第二环形间隙, 穿过它, 从球囊 19 排出加热的温度控制介质。由图 3 中两个箭头标识温度控制介质的供应方向 (也参见图 6)。

[0081] 在如图 3 所述的实例中, 第一温度控制管线 13a 定位在通道 17 和第二温度控制管线 13b 之间。第二温度控制管线 13b 形成了在使用期间得以与血液接触的供应工具 10 的外壁。

[0082] 用于进料的第一温度控制管线 13a 被安排在用于返回的第二温度控制管线 13b 内。因此, 温度控制管线 13b 定位在周围的血液和第一温度控制管线之间, 这样使得通过返回的温度控制介质, 供应的温度控制介质与血液绝热。

[0083] 同样隔离原理构成如图 7 所述的供应工具 10 的基础。

[0084] 温度控制元件 12, 确切地是球囊 19, 具有与供应工具 10 的流体连接, 如下。

[0085] 用于进料的第一温度控制管线 13a 在远端方向突出越过用于返回的第二温度控制管线 13b 的远端。因此, 第一温度控制管线 13a 至少在供应工具 10 的远端 - 比用于返回的第二温度控制管线 13b 更长。球囊 19 的远端 15 连接至用于进料的第一温度控制管线 13a 的突出段, 如在图 3 中容易可见。确切地, 温度控制元件 12 的或球囊 19 的远端 15 连接至第一温度控制管线 13a 的远端。

[0086] 第一温度控制管线 13a 的远端包括第一温度控制管线 13a 和通道 17 之间的一个密封元件 22, 该密封元件防止温度控制介质能够流出血管。换言之, 由温度控制元件 12 或球囊 19, 以流体密封的方式, 远端地密封通道 17 和第一温度控制管线 13a 之间的环形间隙。

[0087] 温度控制元件 12 的或球囊 19 的近端 14 以流体密封的方式连接至第二温度控制管线 13b。确切地, 球囊 19 的近端 14 以流体密封的方式连接至第二温度控制管线 13b 的远端。

[0088] 由侧面地提供在第一温度控制管线 13a 的壁中的至少一个出口开口 20, 例如由 2 个、3 个或更多个出口开口 20 带来了第一温度控制管线 13a 和球囊 19 之间的流体连接。在第一温度控制管线 13a 的纵向和圆周方向这两个方面, 出口开口 20 的个数和安排可以不同于如图 3 所述的实例。

[0089] 温度控制介质离开球囊 19, 穿过第二温度控制管线 13b 和第一温度控制管线 13a

之间的环形间隙。因此,第一和第二温度控制管线 13a、13b 具有在远端的至彼此的流体连接,并且因此温度控制介质可以连续地流动穿过球囊 19。球囊 19 横跨第一温度控制管线 13a 的远端和第二温度控制管线 13b 的远端之间的一段距离,并且因此横跨第一温度控制管线 13a 的突出段。因此,这导致了用于温度控制介质的一个容器空间,该容器空间以流体密封的方式连接至供应工具 10。

[0090] 为了球囊 19 作为热交换器的一个有效作用,出口开口 20 被提供在第一温度控制管线 13a 的远端的区域中,这样使得冷却的温度控制介质可以按沿着突出的第一温度控制管线 13a,以近端方向流回进入球囊 19。在球囊 19 的区域中,发生球囊 19 中的从周围更热血液至冷却的温度控制介质的热传递。

[0091] 可能借助第一温度控制管线 13a 的突出段的长度,设置冷却拉伸的长度。

[0092] 图 4 和 5 示出了如图 3 所述的供应工具 10 或导管的不同使用选项。如图 4 所述的实例具有另外的供应管线 18,借助它,用于再通装置 11 的供应工具 10 是可伸缩的。再通装置 11 以这样一种方式连接至在供应管线 18 中引导的输送丝,这样使得再通装置 11 以轴向可移动方式被安排在供应管线 18 中。在释放后,再通装置 11 可以被撤回到供应管线 18 中。重新可撤回网的一个实例公开在本申请人的申请 10 2009 056 450 中。

[0093] 在如图 5 所述的实例中,再通装置 11 被直接引导进通道 17 中。这意味着,通道 17 的内壁将再通装置 11 保持在压缩状态,如在图 5 中描绘,从通道 17 释放后,该再通装置径向扩张。如以近端方向的箭头所说明的那样,在此实例中还提供了再通装置 11 的重新可撤回性。为此,相应地致动了输送丝 23。

[0094] 如图 6 所述的供应工具 10 不同于如图 3 所述的供应工具 10,不同之处在于提供了用于温度控制工具的供应的和用于温度控制工具的移除两者的单个温度控制管线 13a,如图 6 中的双头箭头所指示。类似于如图 3 所述的实例,单个温度控制管线 13a 围绕通道 17,其中通道 17 和温度控制管线 13a 分别呈现为柔性管或管线。确切地,同中心地安排通道 17 和温度控制管线 13a。

[0095] 如图 6 所述的实例适合用于脉动式操作,其中球囊 19 被交替装填并且排空温度控制介质。为此,温度控制元件 12 的远端 15,确切地是球囊 19 的远端,被连接至通道 17 在远端方向突出越过单个温度控制管线 13a 的远端的一段。确切地,球囊 19 的远端 15 以流体密封的方式连接至通道 17 的远端。温度控制装置 12 的近端,确切地是球囊 19 的近端,被连接至温度控制管线 13a,确切地被连接至温度控制管线 13a 的远端。其结果是,类似于如图 3 所述的实例,形成了一个冷却拉伸,它大致对应于通道 17 的突出段的长度。类似于如图 3 所述的实例,球囊壁 19 跨越通道 17 的突出段,其结果是,形成了用于温度控制介质的容器空间。在这一方面中,还参考了图 3 的描述。

[0096] 为了用温度控制介质供应温度控制元件 12,将至少一个温度控制管线,或温度控制管线 13a、13b 两者连接至体外安排的并且提供充足供给压力的供应单元(在此未描绘)。

[0097] 供应工具 10 形成了具有再通功能和温度控制功能,具体地是冷却功能的多功能导管。

[0098] 为了容纳供应管线 18,通道 17 的腔室具有至少 0.6mm、具体地至少 0.7mm、具体地至少 0.8mm、具体地至少 0.9mm、具体地 1.0mm、具体地 1.1mm、具体地 1.2mm、具体地 1.4mm 的一个直径。其结果是,实现了供应管线 18,具体地是微导管的实质上无摩擦的轴向移位能

力。通道 17 的最大内径是 1.6mm、具体地 1.4mm、具体地 1.2mm、具体地 1.0mm、具体地 0.8mm。上述上限与上述下限分别披露从而用于形成多个范围，即上限 1.6mm 与所有下限值 1.4mm 的上限与所有下限值，等。如果使用相应地被适配成通道 17 的不同供应管线 18，这些上限值带来的是通道 17 中的供应管线 18 实质上并不波动。

[0099] 如图 2 和图 5 所述的通道 17 的腔室，其中在通道 17 中直接引导再通装置 11，该腔室具有 0.35mm、具体地 0.40mm、具体地 0.45mm、具体地 0.5mm、具体地 0.6mm、具体地 0.7mm 的最小直径。这实现的是，再通装置 11 的无实质摩擦的供应。通道 17 的最大内径是 1.0mm、具体地 0.9mm、具体地 0.8mm、具体地 0.7mm、具体地 0.6mm、具体地 0.5mm。上述上限连同上述下限是在每种情况下单独披露的，即 1.0mm 的上限连同所有下限值一起披露，0.9mm 的上限连同所有下限值一起披露，等。设置最大内径带来的是，该器件的输送丝或导丝在该腔室中不实质上波动。

[0100] 该系统的单独部件，即供应工具 10、再通装置 11 和温度控制元件 12，形成了本发明的必要元素。通过举例，一方面可能分开提供供应管线 18 和再通装置 11，并且另一方面提供具有温度控制元件 12 的供应工具 10，其中以不同的方式产生用来形成该医学系统的这些部件的组合。

[0101] 在图 7 至 9 中描绘了根据本发明所述的导管的一个实例。结合上述用于温度控制和再通的、所要求的医学系统，披露了在此示出的导管。还可能使用该导管用于使用其他系统的其他治疗。因此，还独立于上述系统要求了该导管。

[0102] 如图 7 所述的导管形成了构成该导管的外部夹套的主管线 21。在主管线 21 中形成了至少三个工作腔室 13a、13b、17。多于三个工作腔室是可能的。在如图 7 所述的实例中，提供了正好三个工作腔室 13a、13b、17。相对于主管线 21 的中心线，以一个偏心方式安排第一工作腔室 17。主管线 21 是管状的，并且具有在中心的中心线（未描绘）。相对于这一中心线，以一个偏心方式安排第一工作腔室 17，如在图 7 中可见。换言之，侧面地呈现工作腔室 17，即在主管线 21 的壁上径向地偏置。工作腔室 17 具有实质上圆形的断面。

[0103] 工作腔室 17 对应于在如在图 1 至 6 中所述的实例中的通道 17。在使用期间，在通道 17 中或在工作腔室 17 中安排并且移动再通装置 11 或供应管线 18。

[0104] 主管线 21 具有第二和第三工作腔室 13a 和 13b。如在图 7 中可见，相对于彼此，实质上同中心地安排第二和第三工作腔室 13a、13b。如果主管线 21 对应于第三工作腔室 13b，则可以相对于主管线 21 同中心地，或相对于彼此同中心地呈现第二和第三工作腔室 13a、13b。

[0105] 确切地，第二工作腔室 13a 的和第三工作腔室 13b 的断面具有实质上相同的中心点。第二和第三工作腔室 13a、13b 具有实质上圆形的断面，如可以容易地在图 9 中被标识。如可以在图 9 中被标识，在圆周方向，由第一工作腔室 17 中断了第二和第三工作腔室 13a、13b 的圆形几何形状。第二和第三工作腔室 13a、13b 分别连接，具体地粘合地连接至第一工作腔室，导致该腔室相对于彼此的位置上固定的安排。

[0106] 第二和第三工作腔室 13a、13b 对应于如图 1 和 6 所述的实例的第一和第二温度控制管线 13a、13b。第二工作腔室 13a 或第一温度控制管线 13a 用来供应温度控制介质至温度控制元件 12。第三工作腔室 13b 或第二温度控制管线 13b 用于从温度控制元件 12 返回温度控制介质。类似于在以上实例中，在第二外部温度控制管线 13b 和第一内部温度控制

管线 13a 之间形成了环形间隙 24。由偏心地安排的通道 17 的壁中断了环形间隙 24。与如图 1 至 6 所述的示例性实施例相反,其中所有管线,或这一管线和通道,都被同中心地安排,导致完全圆周的环形间隙,在如图 9 所述的实例中的环形间隙具有中断的或新月形的或 C 形的实施例。

[0107] 如图 7 至 9 所述的导管的优点由以下事实组成:作为偏心地安排的通道 17 的结果,第一温度控制管线 13a 的断面面积增加。另外,通过第二温度控制管线 13b 的出口腔室,13a 的第一温度控制管线中的入口腔室与周围更热血液绝热,其结果是,沿着冷却液(或通常是温度控制介质)与血液之间的导管的热传递减少。

[0108] 第一工作通道 17 适合用于供应一个导丝,或如提到的,适合用于供应一个微导管。第一工作腔室或通道 17 的腔室具有 1.2mm、具体地 1.0mm、具体地 0.9mm、具体地至多 0.85mm、具体地至多 0.8mm、具体地至多 0.75mm 的最大直径。该直径的下限是至少 0.4mm、具体地至少 0.5mm、具体地至少 0.6mm、具体地至少 0.7mm、具体地至少 0.8mm。在每种情况下,上述下限可以单独与上述上限组合从而用于多个形成范围,例如 0.4mm 与所有上限值、0.5mm 与所有上限值、等。将直径的上述上限和下限应用于通道 17,其条件是后者被设计为用于供应一个另外的供应管线 18 或一个微导管。

[0109] 如果提供第一工作腔室 17 或通道 17 用于供应一个导丝,则第一工作腔室 17 具有至多 1.0mm、具体地至多 0.8mm、具体地至多 0.6mm、具体地至多 0.5mm、具体地至多 0.45mm、具体地至多 0.4mm、具体地至多 0.35mm 的最大直径。该直径的下限是至少 0.3mm、具体地至少 0.4mm、具体地至少 0.5mm、具体地至少 0.6mm。在每种情况下,上述下限值可以与所有上限值组合,例如 0.3mm 与所有上限值,用于供应该导丝,0.4mm 与所有上限值,用于供应该导丝,等。

[0110] 该导管的外径,确切地是主管线 21 的外径,该外径在如图 7 所述的实例中对应于第二温度控制管线 13b 的外壁,可以具有以下尺寸:最大外径可以是 4.0mm、具体地至多 3.5mm、具体地至多 3.0mm、具体地至多 2.7mm、具体地至多 2.4mm、具体地至多 2.0mm、具体地至多 1.7mm。具体地,适合的是,具有大致 8Fr(即 2.7mm) 的大小的导管适合用于在颈总动脉中的供应。

[0111] 类似于在如图 2 所述的实例中,如果该导管旨在被进一步地向远端供应,则至多 1.4mm 至 1.0mm 的外径是可能的。可以分别单独与上述上限组合的这些下限是至少 0.7mm、具体地至少 1.0mm、具体地至少 1.3mm、具体地至少 1.7mm。

[0112] 在第一温度控制管线 13a 的区域中的两个温度控制管线 13a、13b 的壁和通道 17 的壁可以是至多 400 μm、具体地至多 300 μm、具体地至多 200 μm、具体地至多 150 μm、具体地至多 100 μm。通过举例,下限可以是 90 μm。

[0113] 在图 8 中描绘了具有如图 7 所述的导管的温度控制元件 12 的连接,确切地是球囊 19 的连接。原则上,以与如图 3 所述的示例性实施例类似的方式导致了该连接。在这一方面中,参考了关于如图 3 所述的实例的解释,还结合如图 8 所述的实例对其进行披露。

[0114] 第一温度控制管线 13a 或第二工作腔室 13a 在远端方向突出越过第二温度控制管线 13b 的远端或第三工作腔室 13b 的远端。第一温度控制管线 13a 和用于返回的第二温度控制管线 13b 之间的环形间隙(参见远端方向的箭头)是容易地可标识的。在第一温度控制管线 13a 的壁中提供了多个出口开口 20,具体是至少一个出口开口 20,其中温度控制介

质可以穿过所述多个出口开口流出第一温度控制管线 13a(参见箭头)。出口开口 20 被安排在第一温度控制管线 13a 的远端的区域中。连续以纵向方向安排出口开口 20, 其中在近端方向上被安排为最远的出口开口 20 大致提供在第一温度控制管线 13a 的突出段的中心。

[0115] 温度控制元件 12 的近端, 确切地是球囊 19 的近端, 以流体密封的方式, 被连接至第一温度控制管线 13a 的突出部分, 确切地被连接至第一温度控制管线 13 的远端。球囊 19 的近端以流体密封的方式被连接至第二温度控制控制管线 13b, 确切地是以流体密封的方式被连接至第二温度控制管线 13b 的远端。因此, 球囊 19 跨越一个容器空间, 该容器空间沿着第一温度控制管线 13a 的突出部分延伸并且温度控制工具可以穿过该容器空间而流动。

[0116] 借助第一温度控制管线 13a 的密封元件 22, 远端终止在图 8 中易于标识。通道 17 或第一工作腔室 17 在远端方向突出越过第一温度控制管线 13a 的远端。对于通道 17, 还可能的是到达与第一温度控制管线 13a 齐平的端部。

[0117] 对于工作腔室 13a、13b, 还可能经历该导管的纵向方向上的断面中的一个改变。通过举例, 该导管可以在近端方向扩大, 这样使得流体供应中的压力损失减小。以上说明的直径涉及具有至少 10mm、具体地至少 15mm、具体地至少 20mm、具体地至少 30mm 的长度的该导管的远端区域。该远端区域的上限具有至多 60mm、具体地至多 50mm、具体地至多 40mm、具体地至多 30mm 的长度。上述上限和下限可以分别彼此组合以形成多个范围。

[0118] 结合作为用于微导管或导丝的供应腔室(通道 17)的以及作为用于冷却剂的入口腔室和出口腔室的一个系统, 披露和要求了如图 7 至 9 所述的上述导管, 其中冷却剂在远端方向移动进入入口腔室并且在近端方向移动进入出口腔室。

[0119] 可以考虑将具有或不具有金属强化物的热塑性塑料, 例如 Pebax 或 PU, 用作材料。

[0120] 另外, 描述的是用于血液的温度控制、具体地是用于血液的冷却的一个系统, 该系统包括具有温度控制元件的一个多腔室导管, 如以上所述, 和通道 17 中的供应管线 18。与上述实例相反, 该系统并不具有一个再通装置。而是, 供应管线 18 被适配为供应一种血栓分离药物至血管, 并且为此, 将其连接至适合的药物供应。

[0121] 另外的供应工具 10, 具体地是一个导管, 它适合所有上述系统, 并且像这样地, 连同这些对其进行了披露和要求, 在图 10 和 11 中对其进行了描绘。

[0122] 导管 10 具有一个三腔室断面。在它们的断面方面, 两个温度控制管线 13a、13b 具有大致肾形的实施例, 并且部分地围绕具有圆形断面的通道 17。通道 17 侧面地被安排在导管 10 的壁上, 即偏心地在导管 10 中。这些腔室的不同细分是可能的。总之, 与每种情况下的温度控制管线 13a、13b 相比, 通道 17 具有更小的断面。

[0123] 通道 17 适合用于供应分开的供应管线 18, 具体地是微导管 18, 具体地是一个 2Fr 微导管。通道 17 优选具有从 0.7mm 至 1.1mm、具体地从 0.8mm 至 1.0mm、具体地从 0.85mm 至 0.95mm 的直径。

[0124] 至少与该球囊齐平, 在其上附接温度控制元件 12、具体地附接温度控制球囊 19 的导管 10 的直径是从 2.0mm 至 2.6mm、具体地从 2.1mm 至 2.5mm、具体地从 2.2mm 至 2.4mm、具体地从 2.25mm 至 2.35mm。

[0125] 温度控制球囊 19 被附接至导管 10 的远端。温度控制球囊 19 优选距离导管 10 的尖端有一段距离。该距离可以是从 10mm 至 30mm。可以在导管 10 的尖端安排一个标志物(在此未描绘)。

[0126] 温度控制球囊 19 的轴向长度优选是从 3cm 至 10cm、具体地从 4cm 至和 9cm、具体地从 6cm 至 8cm。扩张的球囊 19 的直径是在 4mm 和 8mm 之间、具体地 5mm 和 7mm 之间、具体地 5.5mm 和 6.5mm 之间。导管 10 的长度,至少是可植入长度,是在 120mm 和 140mm 之间、具体地 125 和 135mm 之间。在通道 17 中移动的微导管 18 具有 0.55 和 0.7mm 之间的、具体地 0.55 和 0.66mm 之间的远端直径,其中后面的值对应于 1.7 和 2 弗伦奇 (French) 之间的一个范围。

[0127] 可以将微导管 18 以这样一种方式推出导管 10,使得微导管 18 的远端区域突出越过冷却导管 10 的远端区域。微导管 18 的突出区域具有 10cm 至 30cm 的、具体地 15 和 25cm 的长度。

[0128] 突出区域对应于该供应管线的或微导管 18 的远端与该供应工具的或导管 10 的、具体地是通道 17 的远端之间的最大可调节距离。

[0129] 如在图 11 中所描绘,通过两个温度控制管线 13a、13b,用冷却剂连续供应温度控制元件 12、具体地是温度控制球囊 19,其结果是,改进了冷却能力。确切地,穿过供应开口 24,供应的温度控制管线 13a 被连接至温度控制元件 12。远端地安排供应开口 24。排出的温度控制管线 13b 被连接至近端地安排的排出开口 25,这样使得通过要排出的冷却剂,避免了在温度控制元件 12 中流动的冷却剂的加热。在此,在每种情况下,描绘了单个的供应开口和单个的排出开口 24、25。在每种情况下,还可能提供多个供应开口 24 和排出开口 25,例如沿着圆周分布安排的多个开口。

[0130] 总之,在每种情况下,在温度控制管线 13a、13b 中呈现了至少一个供应开口或排出开口 24、25,该开口提供了对应的管线 13a、13b 和温度控制元件 12 之间的一个流体连接。在一种优选情况下,每个管线 13a、13b 呈现了单个开口 24、25。彼此偏移地安排开口 24、25,例如相对于温度控制元件 12 的轴线,具体地是温度控制球囊 19 的轴线,偏移 180°。在每种情况下,接近温度控制球囊 19 的对应的端部区域安排开口 24、25。还可以在每种情况下,设置多个开口,用于供应和 / 或排出。

[0131] 根据图 11,在导管 10 的近端提供用于冷却剂的具有两个连接的一个连接系统 33,例如一个鲁尔连接器,通过该连接系统冷却剂可以被供应和 / 或排出。

[0132] 如可以在图 11 中被标识,远端离开供应开口 24 地密封两个温度控制管线 13a、13b。为此,两个温度控制管线 13a、13b 的壁逐渐变细,并且以流体密封的方式,用导管 10 的外壁终止了该壁。以本身已知的方式,由远端供应的、大致型材的工具产生了两个温度控制管线 13a、13b 的这一密封,该工具焊接了温度控制管线 13a、13b 的壁。

[0133] 如图 11 所述的导管 10 的尖端具有一个插入区域 26。可替代地,可以由一种粘合剂或一种树脂密封两个温度控制管线 13a、13b。温度控制球囊 19 的轴向端被固定(例如胶合或激光焊接)至导管 10。

[0134] 如果一个阻塞装置,确切地是一个动脉瘤线圈,被用作一个治疗装置,则以这样一种方式适配该线圈,使得后者在从微导管 18 释放后,具有作为扩张的完整实体的一个外径,该外径大于微导管 18 的外径,具体地大于导管 10 的外径。

[0135] 参考号列表

[0136] 10 供应工具 / 导管

[0137] 11 再通装置

- [0138] 12 温度控制元件
- [0139] 13a、b 温度控制管线
- [0140] 14 温度控制元件的近端
- [0141] 15 温度控制元件的远端
- [0142] 16 温度控制管线的远端
- [0143] 17 通道
- [0144] 18 供应管线 / 微导管
- [0145] 19 温度控制球囊
- [0146] 20 温度控制管线的出口开口
- [0147] 21 通道的出口开口
- [0148] 22 密封元件
- [0149] 23 输送丝
- [0150] 24 供应开口
- [0151] 25 排出开口
- [0152] BG 血管
- [0153] T 血栓

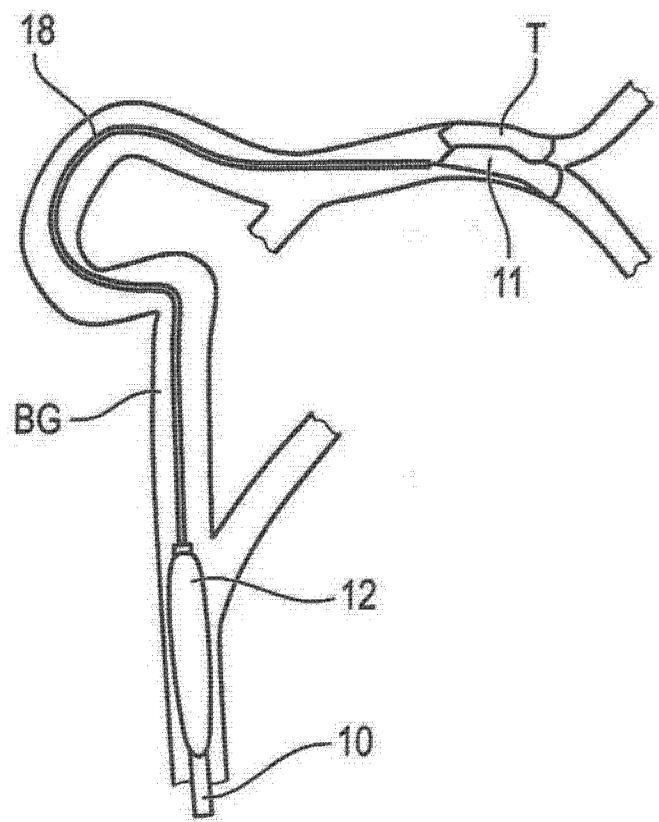


图 1

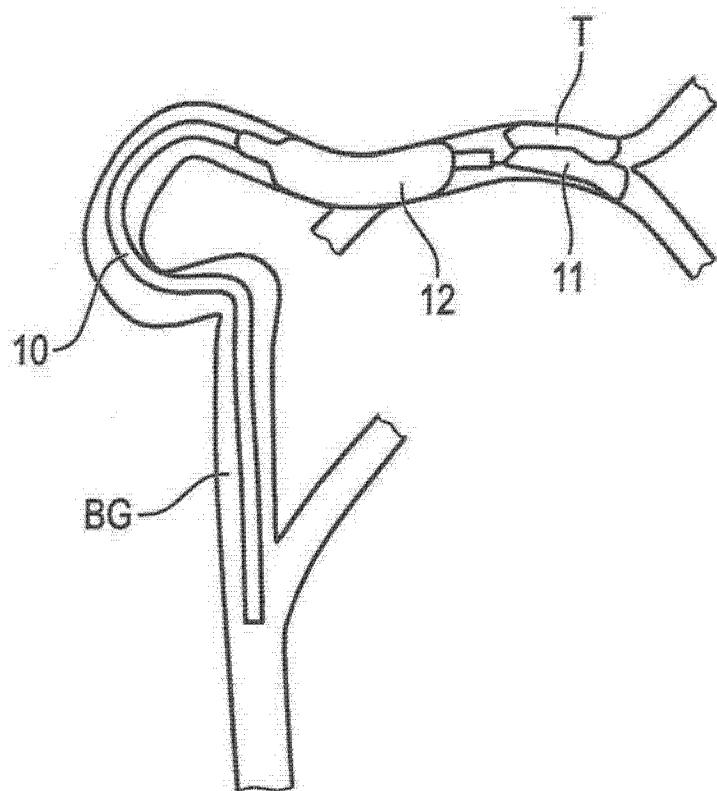


图 2

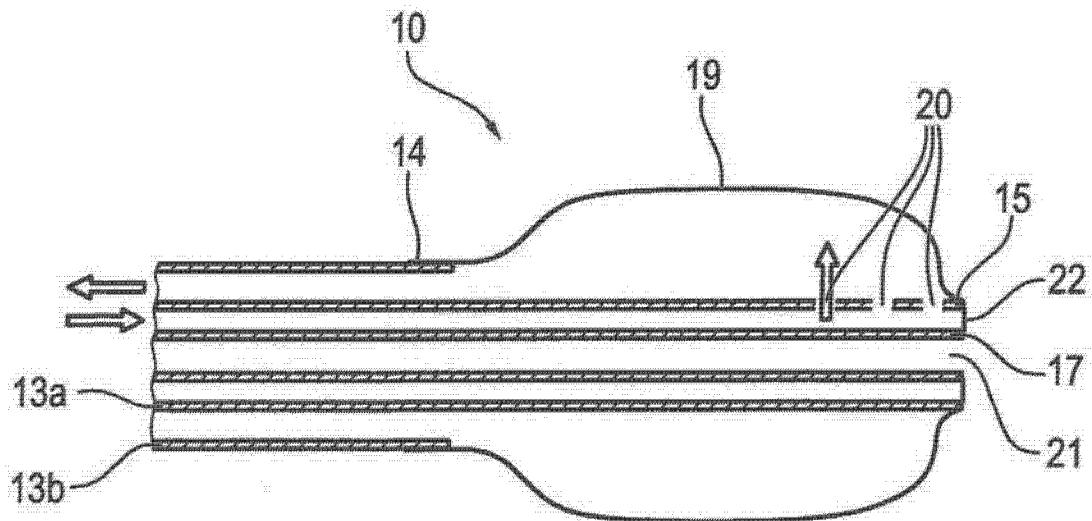


图 3

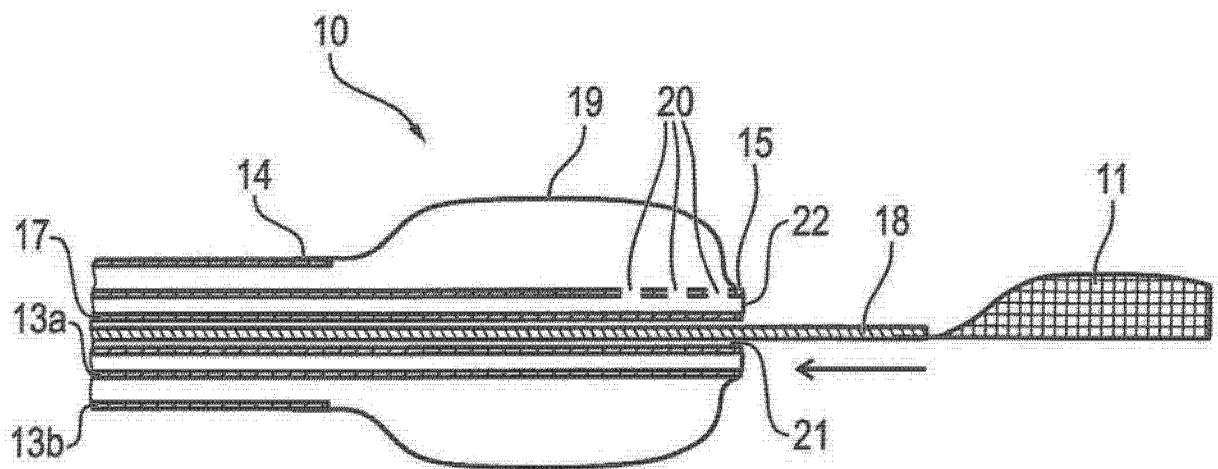


图 4

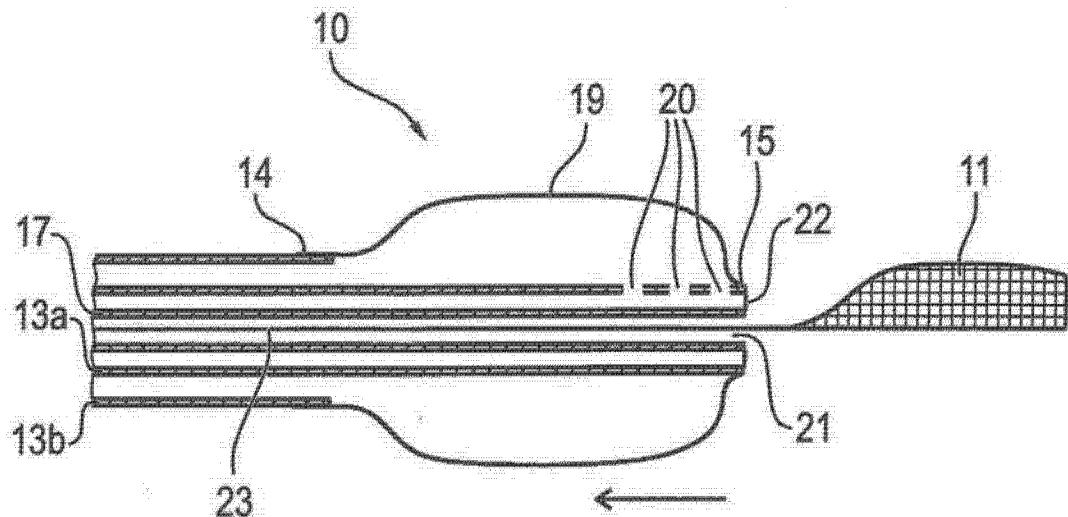


图 5

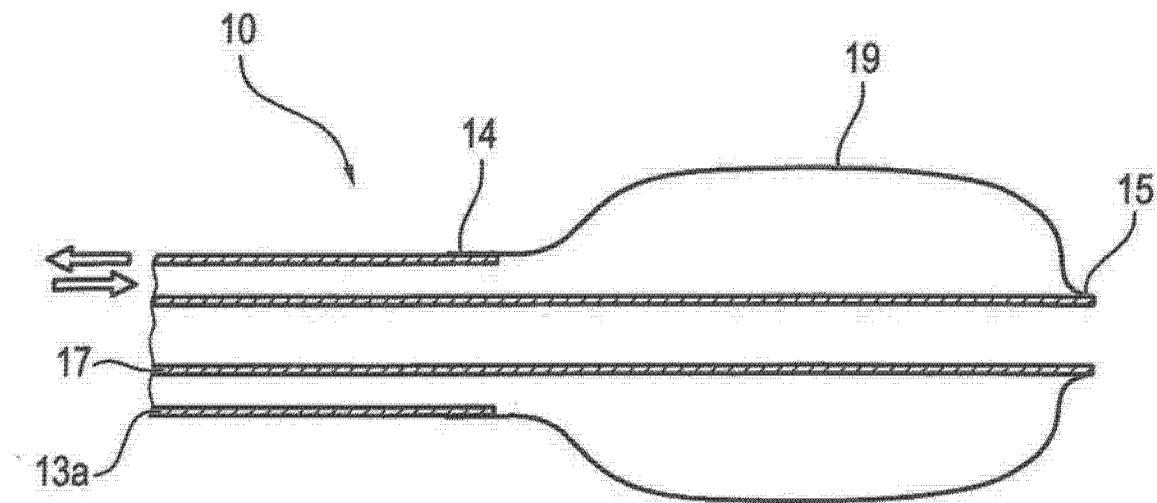


图 6

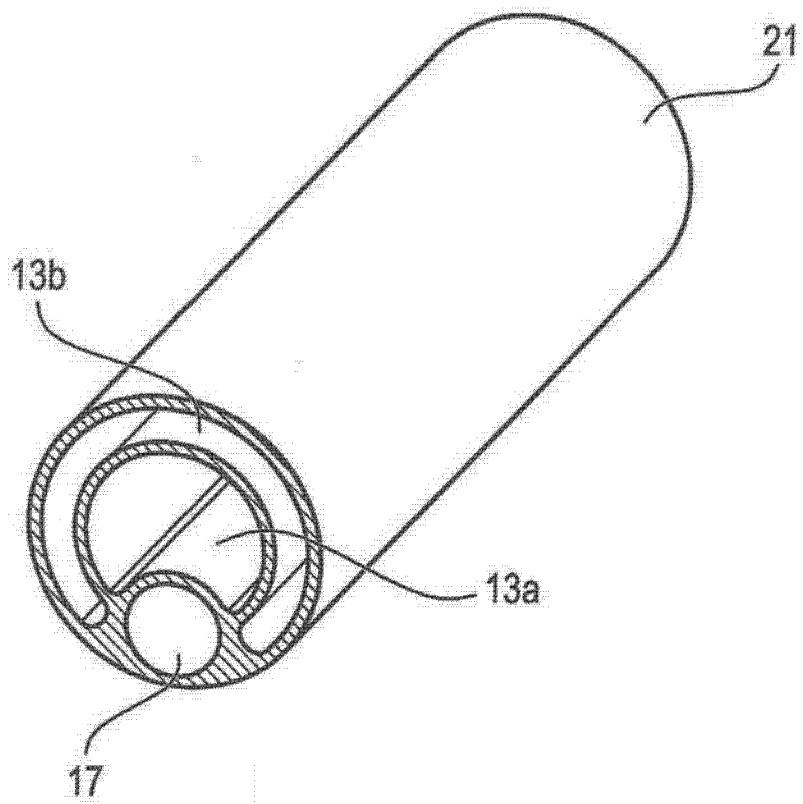


图 7

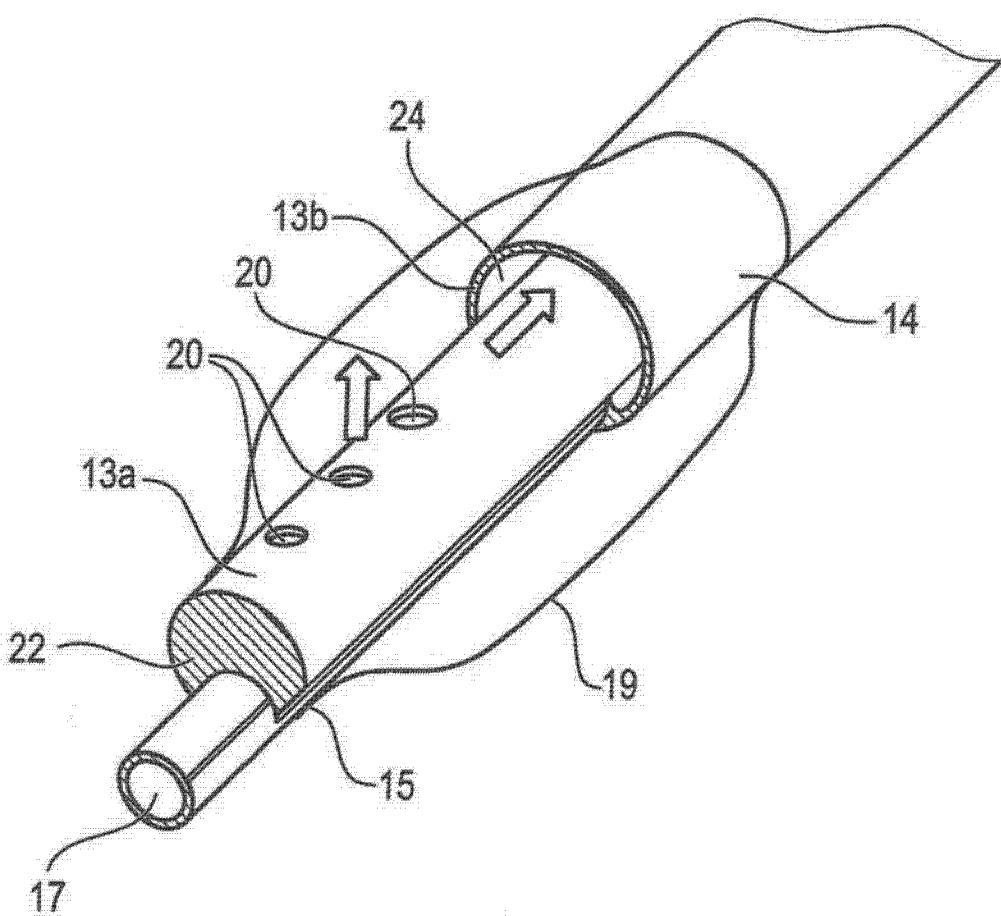


图 8

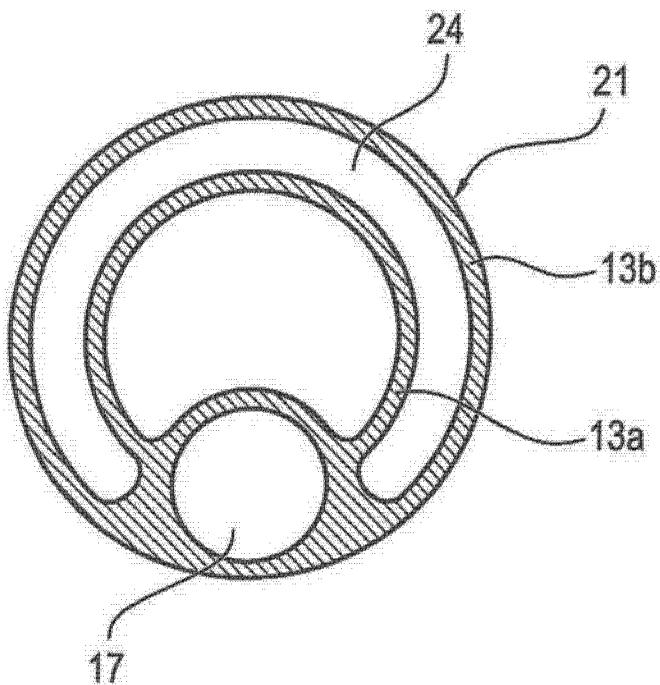


图 9

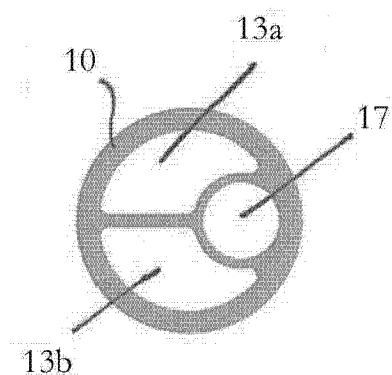


图 10

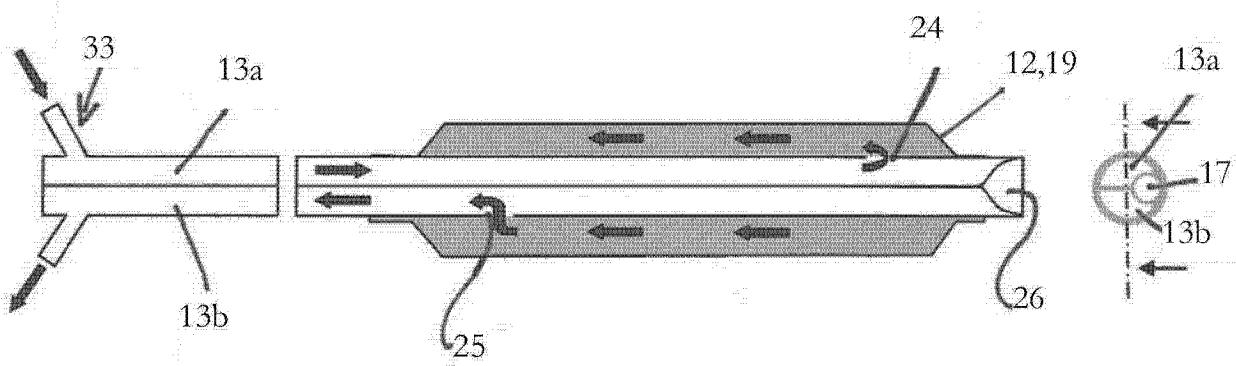


图 11