



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106456327 B

(45) 授权公告日 2021.06.01

(21) 申请号 201580023481.0

D·M·威廉姆斯

(22) 申请日 2015.05.01

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司  
31100

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106456327 A

代理人 江漪

(43) 申请公布日 2017.02.22

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

61/988,038 2014.05.02 US

14/701,508 2015.04.30 US

A61F 2/24 (2006.01)

A61F 2/92 (2013.01)

A61F 2/95 (2013.01)

A61F 2/962 (2013.01)

A61F 2/966 (2013.01)

A61F 2/97 (2013.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.10.28

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2015/028903 2015.05.01

(56) 对比文件

US 6849087 B1, 2005.02.01

US 2007/0167955 A1, 2007.07.19

US 2011/0213459 A1, 2011.09.01

WO 99/18889 A1, 1999.04.22

CN 102341062 A, 2012.02.01

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02015/168627 EN 2015.11.05

(73) 专利权人 W.L. 戈尔及同仁股份有限公司  
地址 美国特拉华州

审查员 郝星

(72) 发明人 E·H·库利 R·D·卡里尼米

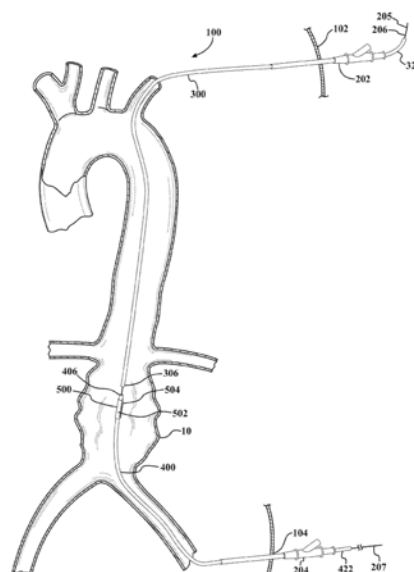
权利要求书2页 说明书8页 附图18页

(54) 发明名称

推拉医疗装置递送系统

(57) 摘要

一种用于递送医疗装置的系统包括：递送构件 (206)；以及医疗装置 (500)，其安装到递送构件上并且可释放地保持在递送构造，以将医疗装置在腔内朝向人血管中的治疗部位递送。递送构件包括细长的第一部分 (205) 和细长的第二部分 (207)，细长的第一部分被构造成从第一经皮通入部位 (102) 在体外延伸，细长的第二部分从第二经皮通入部位 (104) 在体外延伸以通过从体外操纵第一部分和第二部分而允许将医疗装置定位于治疗部位。



1. 一种用于递送医疗装置的系统,所述系统包括:

递送构件,所述递送构件包括细长的第一部分和细长的第二部分,所述细长的第一部分被构造成在体外从第一经皮通入部位延伸,所述细长的第二部分与所述细长的第一部分分开,所述细长的第二部分在体外从第二经皮通入部位延伸,并且构造成与所述细长的第一部分分开地插入体内;

医疗装置,所述医疗装置围绕所述递送构件的所述第一部分的外面布置并通过约束构件可释放地保持在递送构造,以将所述医疗装置朝向人血管中的治疗部位进行腔内递送;

其中所述递送构件通过从体外操纵所述第一部分和所述第二部分而允许将所述医疗装置定位于所述治疗部位处,其中,所述医疗装置、所述约束构件和所述第一部分接纳于所述第二部分的管腔内,同时医疗装置可释放地围绕所述第一布置,其中,所述第一部分和所述第二部分中的一者的端部构造成接纳在所述第一部分和所述第二部分中的另一者的端部内。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述递送构件的所述第一部分和第二部分可分离以便相对于彼此沿轴向移位。

3. 如权利要求2所述的系统,其中,所述递送构件的所述第二部分包括大体上环形内壁,所述内壁限定所述管腔,以在所述管腔中接纳所述医疗装置的至少第一部段、所述递送构件的所述第一部分和所述约束构件。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,在所述约束构件释放的情况下,所述内壁将所述医疗装置的至少所述第一部段接合和维持在所述递送构造。

5. 如权利要求4所述的系统,其中,能通过使所述递送构件的所述第二部分相对于所述医疗装置的轴向移位而展开所述医疗装置的至少所述第一部段。

6. 如权利要求5所述的系统,其中,所述医疗装置是可扩张的支架移植物。

7. 如权利要求6所述的系统,其中,所述医疗装置是自扩张的。

8. 如权利要求7所述的系统,其中,所述医疗装置的第二部段由所述约束构件而可释放地保持在所述递送构造。

9. 如权利要求8所述的系统,其中,所述医疗装置的所述第二部段可释放的围绕所述递送构件的所述第一部分的外面布置。

10. 如权利要求3所述的系统,其中,所述递送构件的所述第一部分和第二部分可释放地联接在一起。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,在所述医疗装置与所述递送构件的所述第二部分的所述内壁之间的接合限定在所述递送构件的所述第一部分与第二部分之间的可释放的联接。

12. 如权利要求1所述的系统,其中,所述医疗装置由所述约束构件而可释放地保持在所述递送构造。

13. 如权利要求12所述的系统,其中,所述递送构件的所述第一部分包括安装部,所述医疗装置可释放地围绕所述安装部布置。

14. 如权利要求1所述的系统,其中,所述递送构件的所述第一部分和第二部分中的至少一个基本上不具有断裂强度。

15. 如权利要求1所述的系统,其中,所述医疗装置是自扩张的,其中所述医疗装置的至

少一部分扩张成与所述递送构件的所述第一部分和第二部分之一接合限定了在所述递送构件的所述第一部分与第二部分之间的可释放的联接。

## 推拉医疗装置递送系统

### 技术领域

[0001] 本公开涉及用于可植入的医疗装置的递送系统,并且更特定而言,涉及用于利用多个经皮通入点腔内递送和推拉定位可植入的医疗装置的递送系统。

### 背景技术

[0002] 将可植入的医疗装置用于治疗患病脉管和其它身体管道在医疗领域变得越来越普遍。这种装置可以通过外科手术植入或者在腔内递送到治疗部位。在腔内递送到治疗部位的情况下,这些装置通常沿着导管的前端保持在压紧的冠径(crown diameter)下,以通过经皮通入部位而插入。可希望导管具有充分的刚性以使得临床医生能推动导管通过单个通入点并且穿过脉管而不聚拢或屈曲,并且在将装置定位于治疗部位时进一步允许轴向或旋转控制。另一方面,有时希望导管具有充分的柔性以穿过曲折的脉管。在某些情况下,多个通入部位和/或多个导管可以用来将多个装置和/或相关工具递送到治疗部位。多个通入部位和导管可以帮助保健提供者实现更复杂的手术,但是目前多个通入部位递送方案在精确地递送医疗装置方面具有某些弱点。

[0003] 多个经皮通入部位可以用于主动脉中,其中一个通入是桡或肱,而另一个通入是髂或股。在周围解剖结构中,临床医生可以使用足通入以及髂或股来放置诸如支架、支架-移植物等装置或者使用并且控制血管内工具、诸如取栓、CTO、血栓切除或斑块切除工具。其它可能的通入部位包括经腰通入到主动脉,心脏中的经心尖通入到桡、肱或股,股经主动脉杈到股,任何静脉通入,穿过房间隔并且继续到任何适当动脉通入部位。如已经显然,可以设想到任何多个通入部位,当由腔内工具穿过时可以向临床医生提供对腔内工具和装置的增强的围手术控制。同样,进出通入不应限于血管系统。这些相同益处适用于其它身体系统,诸如胃肠道、结直肠、食道和胆道。还设想到有益于诸如旁路移植术等手术,其中工具和装置实际上离开宿主管腔路径并且建立替代途径,并且甚至其中完全没有宿主血管,诸如放置留置电引线以用于神经刺激或类似目的。

[0004] 因此,仍然需要提供一种多通入部位递送系统,其便于精确并且高效地在腔内展开可植入装置和血管内工具。

### 附图说明

[0005] 包括附图以提供对本公开的进一步理解并且附图合并于本说明书中并且构成本说明书的部分,示出本公开的实施例,并且与描述一起用于解释本公开的原理,在附图中:

[0006] 图1示出了从主动脉瓣到髂血管的人解剖结构的示意图。

[0007] 图2示出了人解剖结构和将引导线材和引入器护套放置于人解剖结构内的示意图。

[0008] 图3A示出了人解剖结构的示意图,其中第一导管通过第一通入部位馈送并且从第二通入部位出来。

[0009] 图3B示出了人解剖结构的示意图,其中第一导管从第一通入部位突出,并且第二

导管从第二通入部位突出,其中,受约束的装置就地在第二导管上。

[0010] 图4示出了在该装置至少部分地从第二导管转移到第一导管之前、在第二导管上的装置和在第一导管内的第二导管的示意图。

[0011] 图5示出了沿着第一导管部分地展开的第二导管上的装置的侧视图。

[0012] 图6示出了人解剖结构的示意图,其中在第二导管上的装置部分地沿着第一导管展开。

[0013] 图7A示出了人解剖结构的示意图,其中装置在该装置一端从第二导管被部分地展开到血管壁,并且在该装置的相对端受到第一导管约束并且该装置抵靠血管扩张。

[0014] 图7B示出了人解剖结构的示意图,其中装置在该装置的一端沿着第二导管受到部分约束并且在该装置的相对端从第一导管被部分地展开并且抵靠血管扩张。

[0015] 图8示出了人解剖结构的示意图,其中装置从第二导管展开并且抵靠血管扩张。

[0016] 图9A示出了沿着导管被约束的装置。

[0017] 图9B示出了具有第一较大外径和比第一外径小的第二外径的导管、和沿着第一较大外径被约束的装置。

[0018] 图9C示出了人解剖结构的示意图,其中第一导管从第一通入部位和第二通入部位突出,其中受约束的装置就地在第一导管上。

[0019] 图10示出了人解剖结构的示意图,其中引导线材从第一通入部位馈送并从第二通入部位出来。

[0020] 图11示出了人解剖结构的示意图,其中引导线材从第一通入部位馈送从第二通入部位出来并且能从第一通入部位和第二通入部位操纵引导线材。

[0021] 图12示出了人解剖结构的示意图,其中将第一导管馈送通过第一通入部位和通过第二通入部位,并且第二导管具有沿着第二导管被约束的装置,该装置能在体外连接到第一导管。

[0022] 图13示出了人解剖结构的示意图,其中第一导管从第一通入部位突出并且第二导管从第二通入部位突出,并且装置沿着第二导管被约束并且由第一导管和第二导管定位于植入部位。

[0023] 图14示出了人解剖结构的示意图,其中栓塞保护装置和导管装置定位于植入侧附近,其中经由连接到第二导管的第一导管来操纵导管装置就位。

## 具体实施方式

[0024] 本领域技术人员将容易地理解由被构造成执行预期功能的多种方法和设备来实现本公开的各个方面能。换言之,其它方法和设备可以并入于本发明中以实现既定的功能。还应当指出的是本文中参考的附图未必按照比例绘制,而是可能放大以示出本公开的各种方面,在此方面,附图不应认为具有限制意义。最后,尽管本文公开结合各种原理和理念展开描述,本公开不应认为受特定理论限制。

[0025] 在整个本说明书和权利要求中,术语“远侧”指这样一种位置或者腔内装置(诸如支架-移植物)的这样一部分,即,当腔内装置植入时相对于血流而言比该装置的一部分更向下游。同样,术语“向远侧”指血流方向或者沿血流方向更向下游。

[0026] 术语“近侧”指这样一种位置或者腔内装置的这样一部分,即,当腔内装置植入时,

相对于血流而言,腔内装置的这部分比该装置的另一部分在更上游处。同样,术语“向近侧”指与血流方向相反的方向或者血流方向的上游。

[0027] 进一步考虑术语近侧和远侧,并且因为本公开并不限于外周和/或中心逼近,本公开不应就这些术语狭隘地理解。然而,本文所描述的装置和方法可以相对于患者的解剖结构做出更改和/或调整。

[0028] 在整个说明书或权利要求中,术语“前”指在装置上更靠近插入于患者脉管内并且通过患者的脉管前进的装置端部的相对位置。术语“后”指在装置上更靠近位于患者的脉管外侧的装置端部的相对位置。

[0029] 在本发明中公开了用于展开(部署)可扩张装置或植入物的递送系统,其利用多个经皮通入部位来治疗多种血管疾病,如图1所示,例如,为了沿着血管100治疗动脉瘤10。尽管在为了治疗腹部动脉瘤(AAA)而展开支架移植物的情形下展开说明,应理解本文所描述的装置、系统和方法并不限于治疗AAA并且可以适用于递送任何可在腔内递送的装置、部件或工具以治疗人脉管的其它部分的疾病。可用于根据本公开的递送系统的支架移植物的示例公开于Martin等人的美国专利6,042,605中。

[0030] 参考图2、图3A、图3B,示出了递送系统处于利用两个或更多个经皮通入部位102、104的构造。在这种构造中,通过从相应通入部位从体外操纵递送系统的至少两个部分或构件,递送系统允许将可扩张装置推拉定位和递送到血管治疗部位。递送系统可以包括第一引入器护套202和第二引入器护套204,以便于通过相应通入部位102、104引入外科器械。递送系统包括引导线材206,引导线材206能以“身体穿线(body floss)”或“贯穿式(through-and-through)”通入构造行进通过待治疗的脉管的一部分,其中引导线材206的相对终端205、207在体外从相应经皮通入部位102、104经由第一引入器护套202和第二引入器护套204延伸。

[0031] 用于腔内递送可植入的医疗装置的递送系统可以包括细长的第一导管和第二导管,细长的第一导管和第二导管延伸穿过相应第一和第二经皮通入点并且在其前端可释放地联接到彼此,以在完全展开于治疗部位之前允许以推-拉或拉-拉的方式来定位可植入的医疗装置。例如,如图3A所示,大体上以300示出的第一导管包括前端306和相对后端322。第一导管300具有引导线材管腔310,引导线材206可以穿过引导线材管腔310传送。引导线材206的第一端205可以在第一导管300的前端306处插入于引导线材管腔310内。第一导管300的前端306能经由引入器护套202通过第一通入部位102馈送到脉管内。第一导管300可以在302所示的方向上沿着引导线材206推动直到前端306离开第二通入部位104。第一导管300的后端322保持在身体外部并且经由第一引入器护套202从第一通入部位102延伸。在这种构造中,可以通过从体外推动或牵拉第一导管300的前端306和后端322而操控导管300。

[0032] 替代地,导管300可以经由第二引入器护套204通过第二通入部位104插入,在与302所示的方向相反的逆行方向上平移,并且从第一通入部位102出来。在任一情况下,可以利用圈套来便于前端306在第一通入部位102与第二通入部位104之间转移。如果导管具有低弯曲或断裂强度以使得仅通过从体外推动导管的一端不能在通入部位之间有效地行进,这可能是有帮助的。

[0033] 仍参考图3A,总体上以400示出的第二导管包括前端406和相对的后端422。第二导管400具有引导线材管腔410以接纳穿过它的引导线材206。引导线材206的第二端207能在

第二导管400的前端406处插入于引导线材管腔410内。能沿着引导线材206推动第二导管400直到前端306、406接合。

[0034] 可扩张装置在其前端处或附近可释放地联接到第一导管和第二导管之一。可扩张装置由任何合适约束器件诸如膜约束套筒、约束系绳或格架、可收缩的护套等可释放地维持或者被径向压缩为递送构造以进行腔内递送。例如，如图3A所示，可扩张装置500安置于第二导管400的前端406处或附近。可扩张装置500由约束套筒502压缩并且保持为递送构造，约束套筒502绕可扩张装置500延伸并且具有由释放线504保持在一起的相对各端或部分。释放线504可以脱离约束套筒502以允许装置500径向向外扩张为不受约束的状态或者部分不受约束的状态或者以其它方式接合治疗部位处的周围血管壁。可选地，一个或多个约束器件或约束器件的组合可以被构造成在完全展开(部署)之前允许经过一个或多个中间扩张状态的分级扩张。用于可释放地约束装置以在腔内递送的器件的示例提供于Leopold等人的美国专利6,352,561中。

[0035] 第一导管300和第二导管400的前端306、406可以被构造成彼此配合地接合或联接。另外，前端306、406可以被构造成可释放地联接到彼此。可以由多种联接布置来实现前端的联接。联接布置的非限制性示例可包括压配、螺纹、球和棘爪、铰接夹子或爪、钩和环和磁性。第一导管300和第二导管400的前端306、406可以在体外彼此联接，如图3A所示。替代地，第一导管300和第二导管400可以插入于相应第一通入部位102和第二通入部位104，并且前端306、406可以就地在治疗部位处或绕治疗部位联接，如图3B所示。

[0036] 一旦前端306、406被联接，能推动、牵拉和旋转在体外的第一导管300和第二导管400的后端322、422，以轴向地和可旋转地将可扩张装置500定位于治疗部位。在将可扩张装置500定位于治疗部位处所希望的位置和取向后，可扩张装置500可以完全展开(部署)以接合在治疗部位处的周围血管壁，如在图8中所示。

[0037] 可以通过将可扩张装置以递送构造设置于第一导管和第二导管之一的前端上和将可扩张装置部分地展开(部署)为与第一导管和第二导管中另一个的前端可释放地接合，能联接第一导管和第二导管的前端。然后可植入假体可以至少部分地沿着第一导管和第二导管之一的外壁受约束，并且至少部分地沿着第一导管和第二导管之一的内壁受约束，从而在第一导管与第二导管之间形成可释放的连接。如图4所示，例如，可扩张装置500安置于第二导管400的前端406处或附近。更具体而言，可扩张装置500的至少一部分沿着第二导管400的外表面428在第二导管400的前端406处或附近延伸。可扩张装置500由释放套筒502压缩和保持为递送构造，而释放套筒由释放线504保持在一起。释放线504可以脱离约束套筒502以允许该装置500的至少一部分径向向外扩张成与第一导管300的前端306接合。在多个实施例中，第一导管300的前端306可以包括由内表面362限定的孔360。内表面362可以大体上为环形，以在其中接纳第二导管400的前端406和支承于第二导管上的受约束的可扩张装置500。

[0038] 参考图5，释放线504与约束套筒502脱离允许装置500的至少一部分径向向外扩张成在第一导管300的前端306处与内表面362接合。可扩张装置500的部分扩张的部分506具有一接合长度，由与内表面362接合的部分扩张部分506的长度测量该接合长度，以在第一导管300与第二导管400之间形成可释放的互连。可扩张装置500的其余受约束部分508可以至少部分地在第一导管300的前端306中延伸。部分扩张的部分506应向内表面362施加足够

的向外径向力,以在第一导管300与第二导管400之间形成摩擦联接,在一种构造中,这种摩擦联接允许推动和/或牵拉和/或旋转第一导管300和第二导管400以将可扩张装置500轴向和/或可旋转地定位于治疗部位。在另一构造中,由部分扩张部分506和内表面362之间的接合形成的联接是可释放的,以允许脱离并且分开第一导管300和第二导管400。

[0039] 约束套筒502沿着部分扩张部分506的打开部段可以被构造成保持在第一导管内壁与可扩张装置500之间。替代地,约束套筒或其部分可以被构造成在将可扩张装置展开(部署)于治疗部位之后完全移除。

[0040] 可选地,内表面362可以被构造成增强在第一导管300与第二导管400之间的接合或联接。例如,内表面362可以包括纹理或橡胶状涂层或层以增加在可扩张装置与内表面之间的摩擦。替代地,内表面362可以具有与可扩张装置500的外轮廓相对应或以其它方式与可扩张装置500的外轮廓形成干涉接合的截面轮廓。

[0041] 一旦联接了前端306、406,可以推动、牵拉和旋转在体外的第一导管300和第二导管400的后端322、422,以轴向和可旋转地将可扩张装置500定位于治疗部位。在将可扩张装置500定位于治疗部位处所希望的位置和取向后,可扩张装置500可以完全展开(部署)成接合在治疗部位处的周围血管壁,如图8所示。

[0042] 在一种展开(部署)模式,可以通过使释放线504从约束套筒502移位而打开约束套筒502,以允许其余约束部分508扩张成在治疗部位处与动脉瘤10的第一侧91上的周围血管壁接合,如图7A所示。在可扩张装置500仍可释放地联接到第二导管400和/或装置500与血管壁接合或锚固的情况下,第一导管300可以向近侧或远离第二导管400移位,如箭头602所示,以克服在可扩张装置500与内表面362之间的摩擦接合。第一导管300远离第二导管400的移位允许可扩张装置500的部分扩张部分506扩张成与动脉瘤10的第二侧92上的周围血管壁接合,从而完成了从通过血管的正常血流排除动脉瘤10,如图8所示。

[0043] 在一替代展开(部署)模式,第一导管300可以向近侧或远离第二导管400移位,如在箭头602所示,以克服由于可扩张装置500与内表面362之间的摩擦接合造成的在第一导管300与第二导管400之间的可释放连接。第一导管300远离第二导管400的移位允许可扩张装置500的部分扩张部分506扩张成与动脉瘤10的第二侧a2上的周围血管壁接合,如图7B所示。通过使释放线504从约束套筒502移位,可以允许可扩张装置500的其余受约束部508扩张成与治疗部位处的周围血管壁接合,从而完成了从通过血管的正常血流排除血管瘤,如图8所示。

[0044] 在展开可扩张装置500之后,第一导管300和第二导管400可以从治疗部位移除,和从相应治疗部位从身体移除(未图示)。

[0045] 替代地,递送系统的第一导管和第二导管中至少一个可以比第一导管和第二导管中另一个显著更柔软,以便于经过曲折的解剖结构。例如,第一导管可以选择为Pebax材料A1,具有0.5英寸的外径,和0.040英寸的内径和X的计示硬度。第二导管可以选择为Pebax材料,具有0.2英寸的外径和0.040英寸的内径,具有0.45X的计示硬度。可以改变其它参数以实现一个导管与另一导管的不同比例。例如,外径和内径可以改变,加强构件可以添加到导管之一或两个导管,或者可以选择其它合适材料。

[0046] 替代地,第一导管和第二导管之一或二者可以基本上不具有断裂强度或者至少可以是柔性的以不能有效地推动进入和穿过脉管。基本上不具有断裂强度的导管的可能优点



在于导管可以更易于通过血管馈送(例如,由血液以顺行方式推动或者由勒除器(圈套)牵拉通过曲折的解剖结构)。例如,第一导管可以包括Pebax材料,其具有约8mm的外径和约1.1mm的内径,和X的计示硬度。第二导管可以包括Pebax材料,具有大约4mm的外径和约1.1mm的内径和约0.5X的计示硬度。在另一示例中,第二导管可以是ePTFE管状结构,具有所希望的外径和内径。在下文中描述制造大约8mm内径和8.14mm外径的ePTFE管状结构的一个这样的示例。绕8mm直径圆柱形不锈钢心轴缠绕80cm长×40mm宽×0.03mm厚和大约0.3g/cc密度的多孔膨胀型PTFE膜(粘合剂位于膨胀型PTFE膜的一侧上)(粘合剂面向外),并且至少使第一层纵向接缝重叠至少一次,并且然后修剪多余的膜并且加热被膜缠绕的心轴。非多孔性PTFE的密度为大约2.2g/cc(克/毫升),因此,这个膜为大约86%多孔性。

[0047] 可选地,第一导管和第二导管中的一个或两个可以是渐缩的,以便于进入到脉管内和移动穿过脉管。

[0048] 替代地,递送系统可包括导管,导管具有细长的第一部分和细长的第二部分,其中受约束的装置以受约束或递送构造在第一部分与第二部分之间安装到导管上。细长的第一部分和第二部分可以是一体的以形成导管。替代地,细长的第一部分和第二部分可以是单独的并且可连接或可释放地连接以形成导管。例如,导管600在图9A中示出具有第一部分602和第二部分604。第一部分602是细长的,沿着其第一纵向轴线606延伸,并且止于导管600的第一端603。同样,第二部分604是细长的,沿着其第二纵向轴线608延伸,并且止于导管600的第二端605。可扩张装置700在第一部分602与第二部分604之间支承于导管600的中间部段610上。可扩张装置700可以被径向约束为适合于腔内递送的递送构造。导管600可以插入于脉管内,如在上文中在其它实施例中所描述,使得第一部分602从第一通入部位102'经由第一引入器护套202'向外延伸并且第二部分604从第二通入部位104'可选地经由第二引入器护套204'向外延伸。在体外延伸的第一部分602和第二部分604可以被推动、牵拉和旋转,以轴向和可旋转地将可扩张装置500定位于治疗部位。

[0049] 替代地,导管的细长的第一部分和第二部分之一的直径可以小于细长的第一部分和第二部分中另一个的直径。例如,如图9B所示,导管600'的第二部分604'可以具有小于导管600'的第二部分602'的直径。

[0050] 替代地,导管的细长的第一部分和第二部分之一可以显著地比导管的细长的第一部分和第二部分中另一个更柔软。

[0051] 替代地,导管的第一部分和第二部分之一或二者可以基本上没有断裂强度或者至少一个是柔性的以不能被有效地推入到脉管内和穿过脉管。

[0052] 替代地,导管的第一部分和第二部分可以轴向上朝向彼此压缩以造成导管和植入物屈曲(折曲)。这种屈曲当与导管的旋转组合时可以用于腔内装置的正确的和精确的放置。

[0053] 替代地,导管的第一部分和第二部分中一者或二者可以朝向相应第一端和第二端渐缩(呈锥形),以便于导管进入脉管和运动穿过脉管。

[0054] 替代地,第一导管和第二导管之一可以呈ePTFE纤维的形式,其中纤维可能并不具有内腔。

[0055] 参考图10至图14,示出了递送系统利用经心尖通入部位和经股通入部位,这允许通过从体外从相应经心尖和经股通入部位操纵递送系统的至少两个部分或构件来将可扩

张植入物推拉定位和递送到心脏内侧、心脏处或心脏附近。

[0056] 递送系统可以例如用来展开内置假体装置,诸如用来治疗主动脉弓的上升部分的支架移植物或者用来替换有缺陷瓣膜的瓣膜装置。继续这些示例,引导线材1206可以穿过经心尖通入部位而进入到心脏1100的左心室1010内,如图10所示。引导线材1206可以穿过主动脉瓣1012、主动脉1014、一条腿的股动脉传送,并且经由经股通入部位(未图示)从身体出来,从而得到“身体穿线”或“贯穿式”的通入构造,其中,引导线材1206的相对各终端1205、1207在体外从相应经心尖通入部位1102和经股通入部位1104延伸,如图11所示。可选地,可以通过牵拉引导线材1206的相对两端1205、1207而张紧引导线材1206,如由图1中的箭头“a”和“b”所示,以使得引导线材1206沿着主动脉弓的内半径延伸。

[0057] 第一引入器护套1202可以在引导线材1206上经由经心尖通入部位插入于心脏1100内以在手术期间便于引导外科器械穿过它。同样,第二引入器护套(未图示)可在引导线材1206上插入以便于外科器械通过经股通入部位的股引入。

[0058] 参考图12,大体上以1300示出的第一导管,包括前端1306和相对的后端1322。第一导管1300具有引导线材管腔1310,引导线材1206能行进通过引导线材管腔1310。引导线材1206的第一端1205可以在第一导管1300的前端1306处插入于引导线材管腔1310内。第一导管1300的前端1306可以通过经心尖通入部位1102经由第一引入器护套1202馈送到脉管内。第一导管1300然后沿着引导线材1206在1302所示的方向上推动,直到前端1306离开经股通入部位(未图示)。第一导管1300的后端1322保持在体外并且从第一通入部位1102经由第一引入器护套1202延伸。在此构造中,可以通过从体外推动或牵拉第一导管1300的前端1306和后端1322而操控导管1300。另外,应当指出的是如图11所示可选地张紧引导线材1206可能会导致第一导管300或在引导线材1206上递送的任何其它器械沿着主动脉弓的内半径进行追踪并且保持,如图12至图14所示。

[0059] 仍参考图12,总体上以1400示出的第二导管包括前端1406和相对的后端1422。第二导管1400具有引导线材管腔1410以接纳穿过它的引导线材1206。引导线材1206的第二端1207可以在第二导管1400的前端1406处插入于引导线材管腔1410内。第二导管1400可以沿着引导线材1206推动直到前端306、306接合。

[0060] 用于治疗有缺陷的瓣膜或者沿着主动脉或主动脉弓的升部的疾病的内置假体装置在第一导管或第二导管中的一个的前端处或附近可释放地联接到第一导管和第二导管中的该一个。内置假体装置可由任何合适约束器件、诸如膜约束套筒、约束系绳或格架、可缩回的护套等可释放地维持或在径向压缩成用于腔内递送的递送构造。可选地,一个或多个约束器件或约束器件的组合可以被构造成允许经过一个或多个中间扩张阶段的分级扩张,从而实现完全展开。如图12所示,例如,装置1500可释放地保持在递送构造下,联接于第二导管1400的前端1406处或附近。

[0061] 第一导管1300和第二导管1400的前端1306、1406可以被构造成彼此配合地接合或联接。另外,前端1306、1406可以被构造成可释放地联接到彼此。第一导管1300和第二导管1400的前端1306、1406可以在体外或者就地彼此联接。一旦联接了前端1306、1406,第一导管1300和第二导管1400的后端1322、1422可以在体外从相应经心尖1102和经股1202通入部位1102、1104通入,并且被推动、牵拉和旋转以轴向并且可旋转地将该装置1500定位于治疗部位,如图13所示。在将装置1500定位于治疗部位处所希望的位置和取向之后,该装置1500

可以完全展开以接合在治疗部位处的周围组织。

[0062] 其它外科工具可以通过第三通入点、沿着主动脉弓穿过主要分支动脉之一递送到主动脉弓内,这与该装置部署于心脏处或心脏中或者沿着主动脉弓部署有关。如图14所示,例如,过滤器1800可以部署成过滤进入分支动脉1016、1018、1020的血液。

[0063] 对于本领域技术人员显而易见,在不偏离本实施例的精神或范围的情况下可做出各种修改和变型。因此,本公开意图涵盖属于所附权利要求和其等效物内的这些修改和变型。

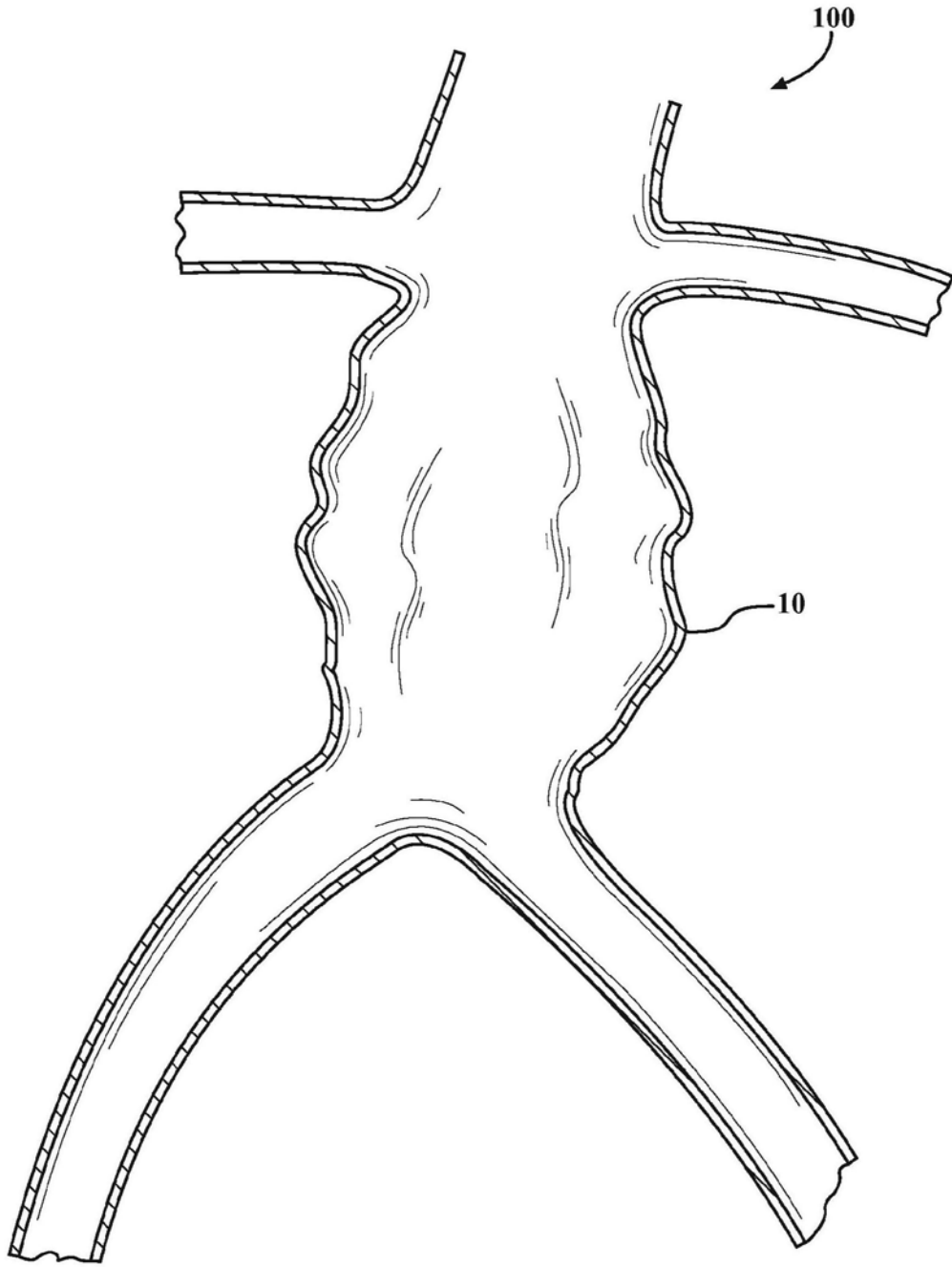


图1

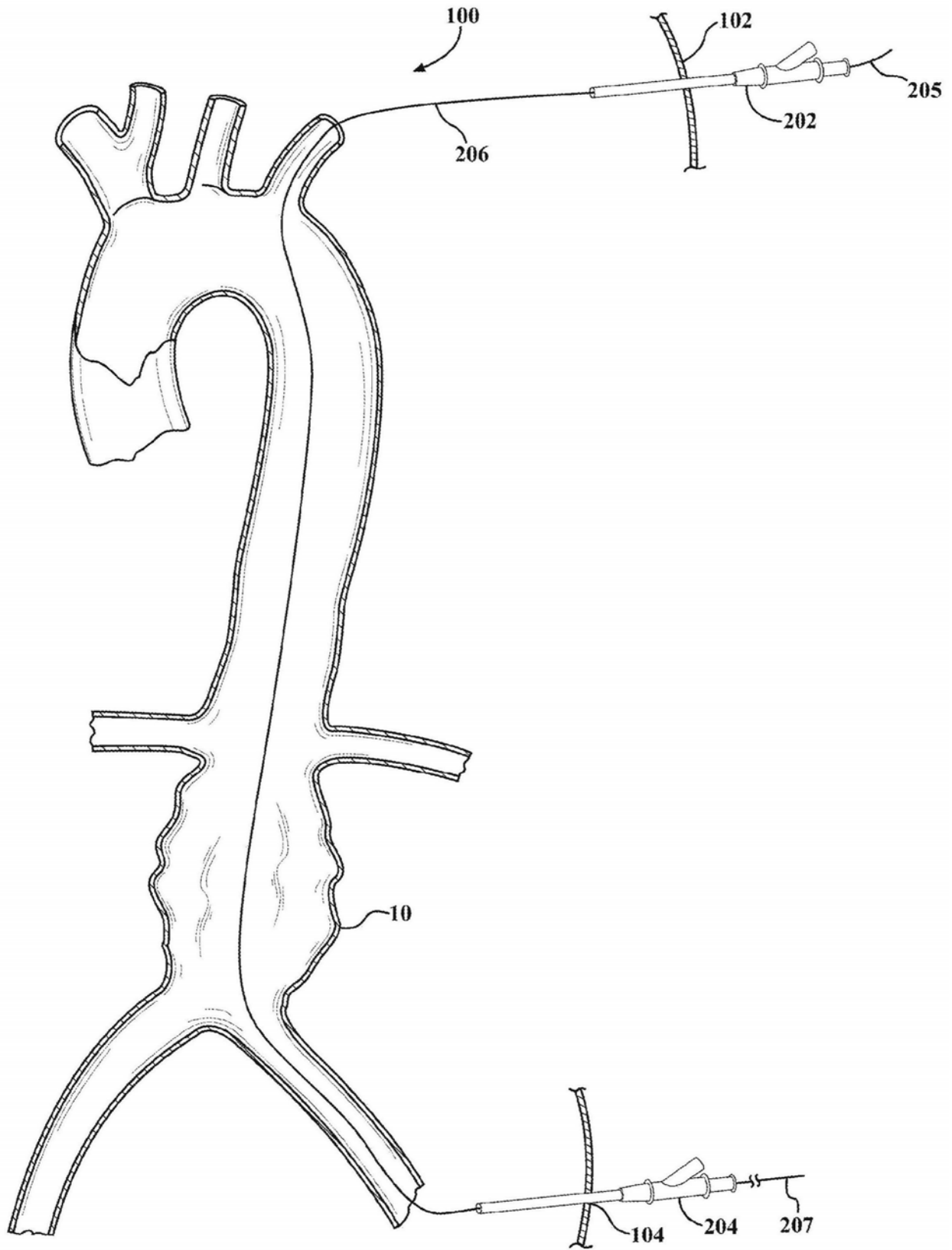


图2

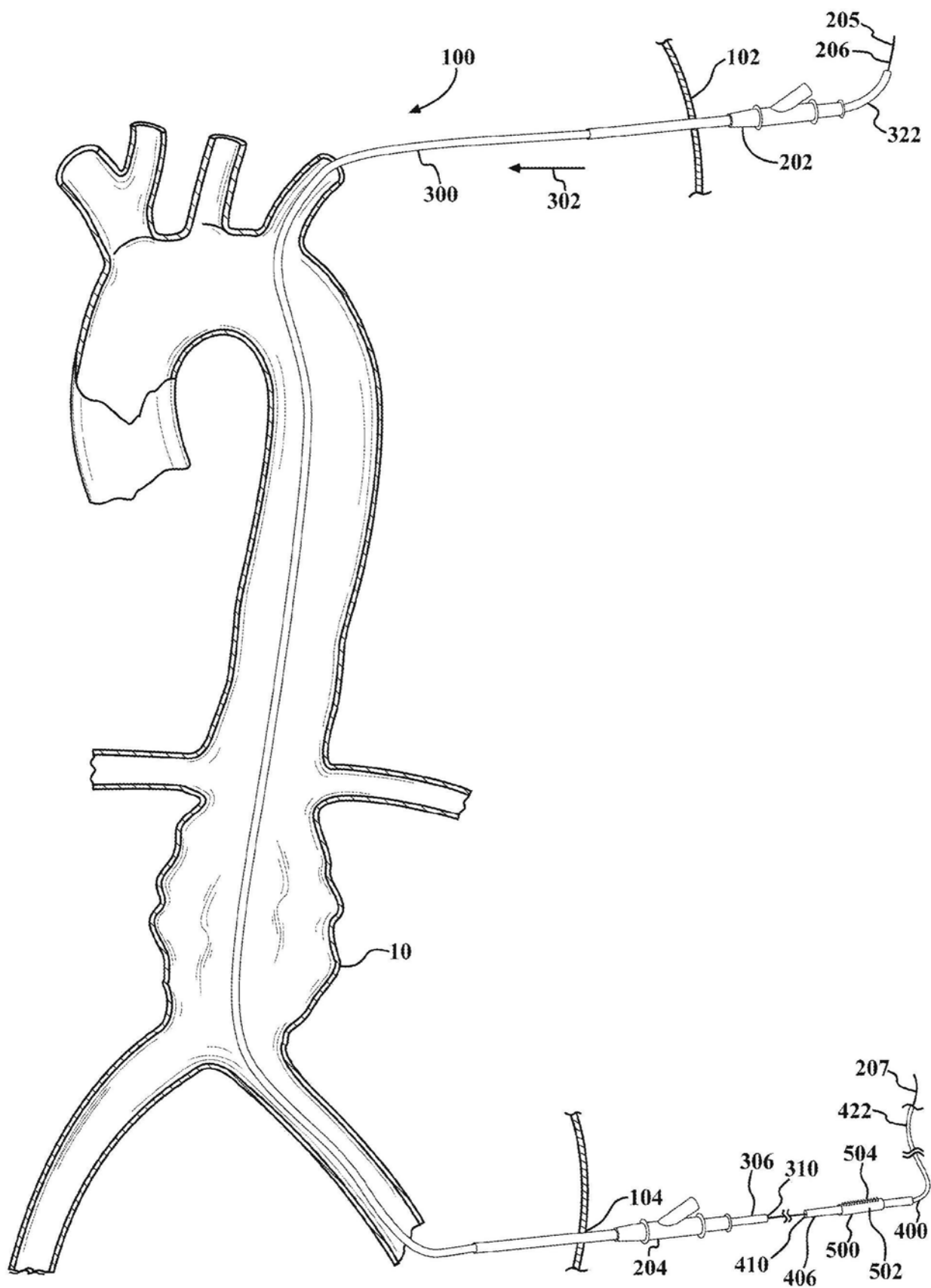


图3A

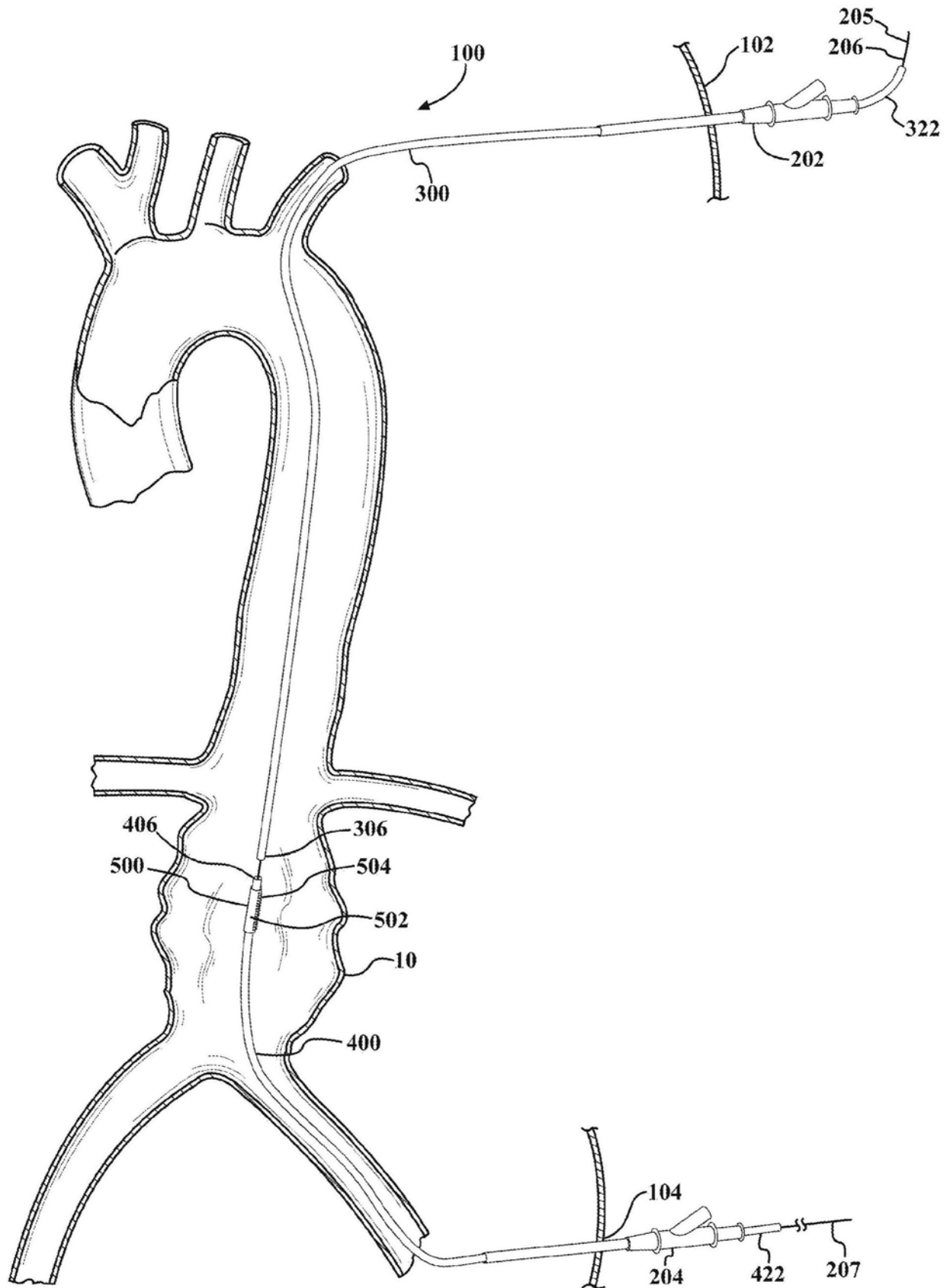


图3B

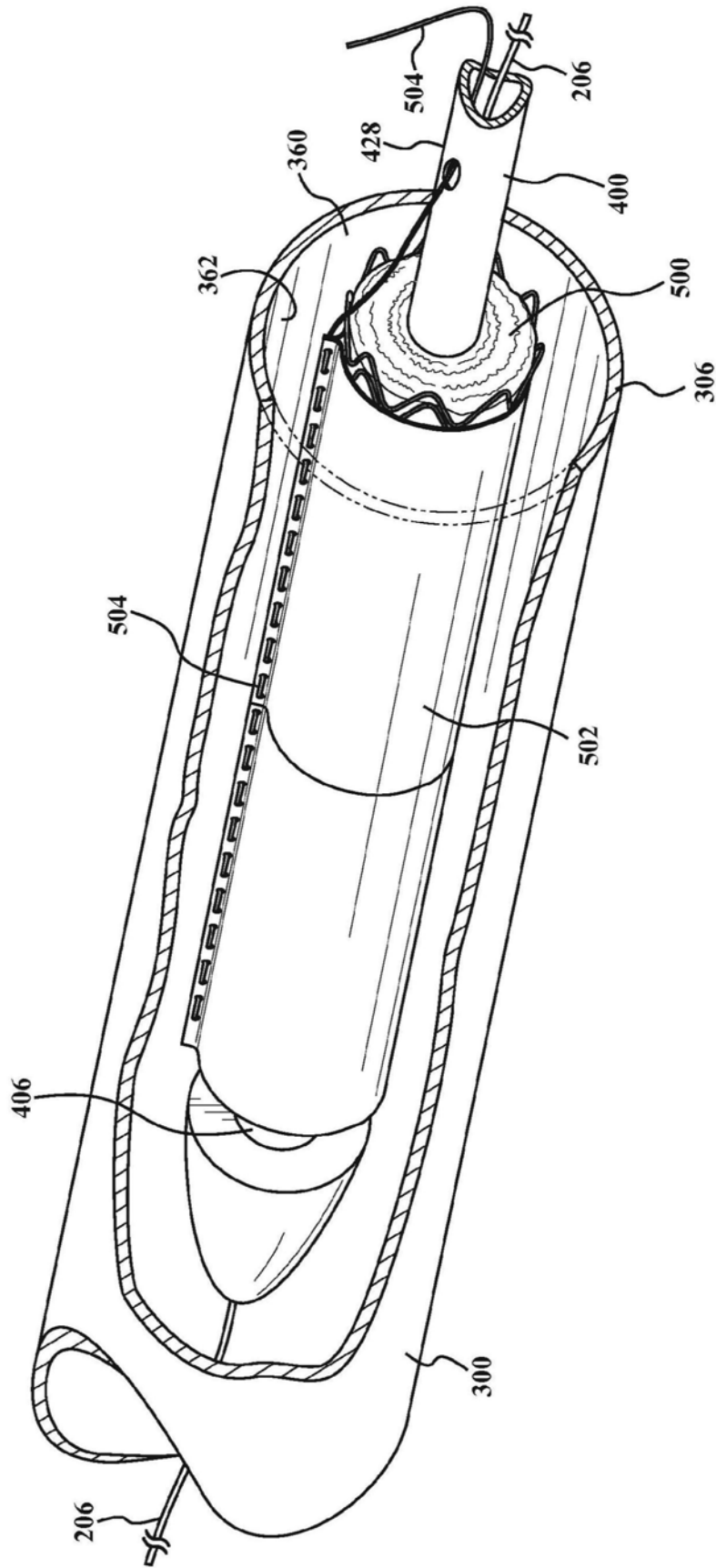


图4



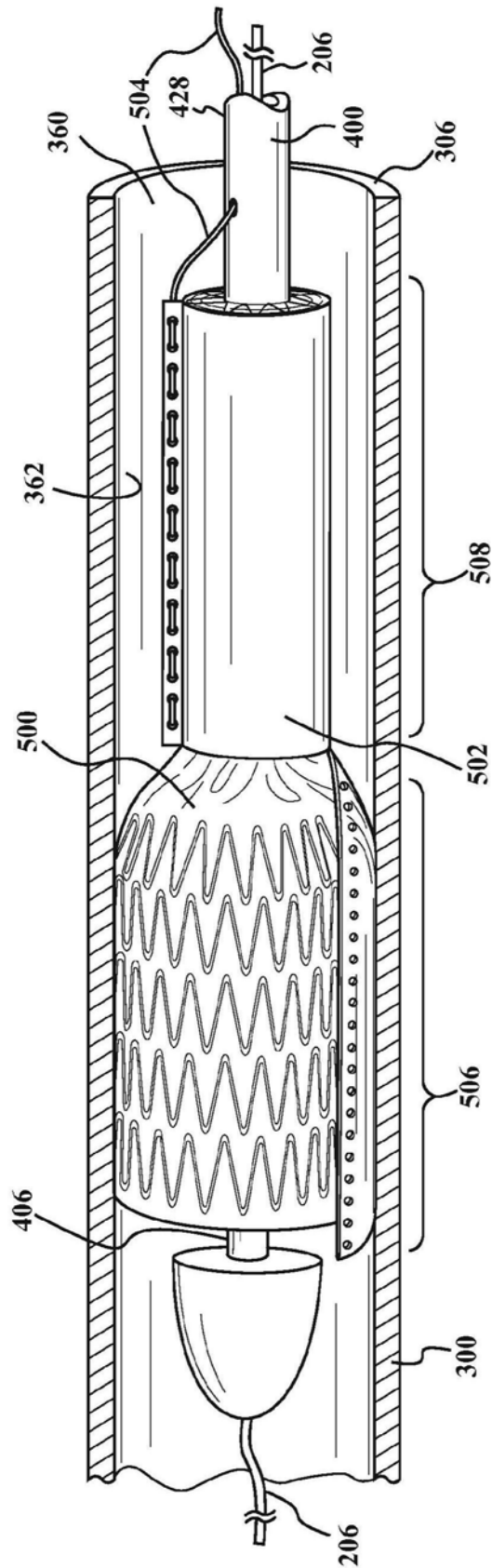


图5

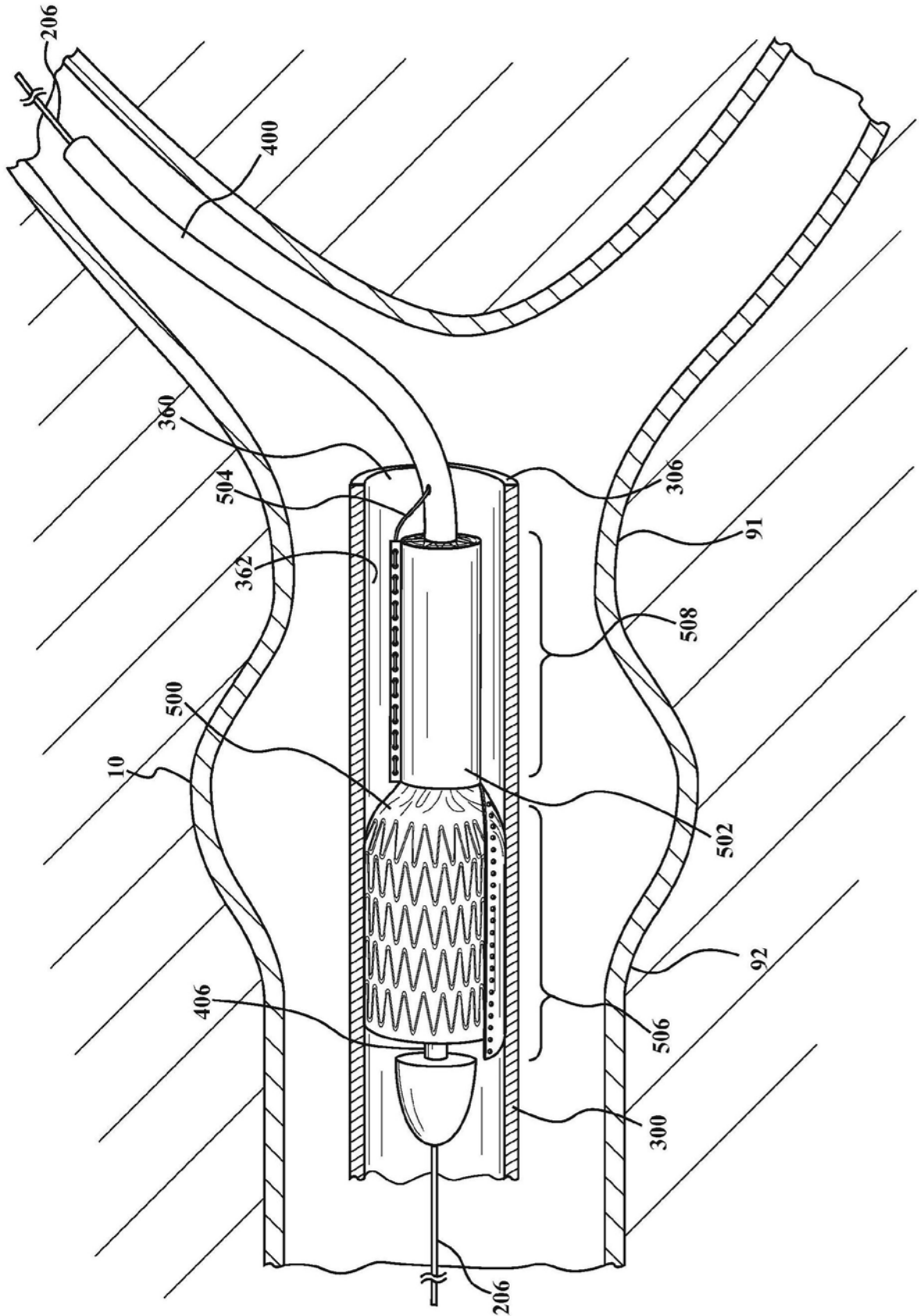


图6



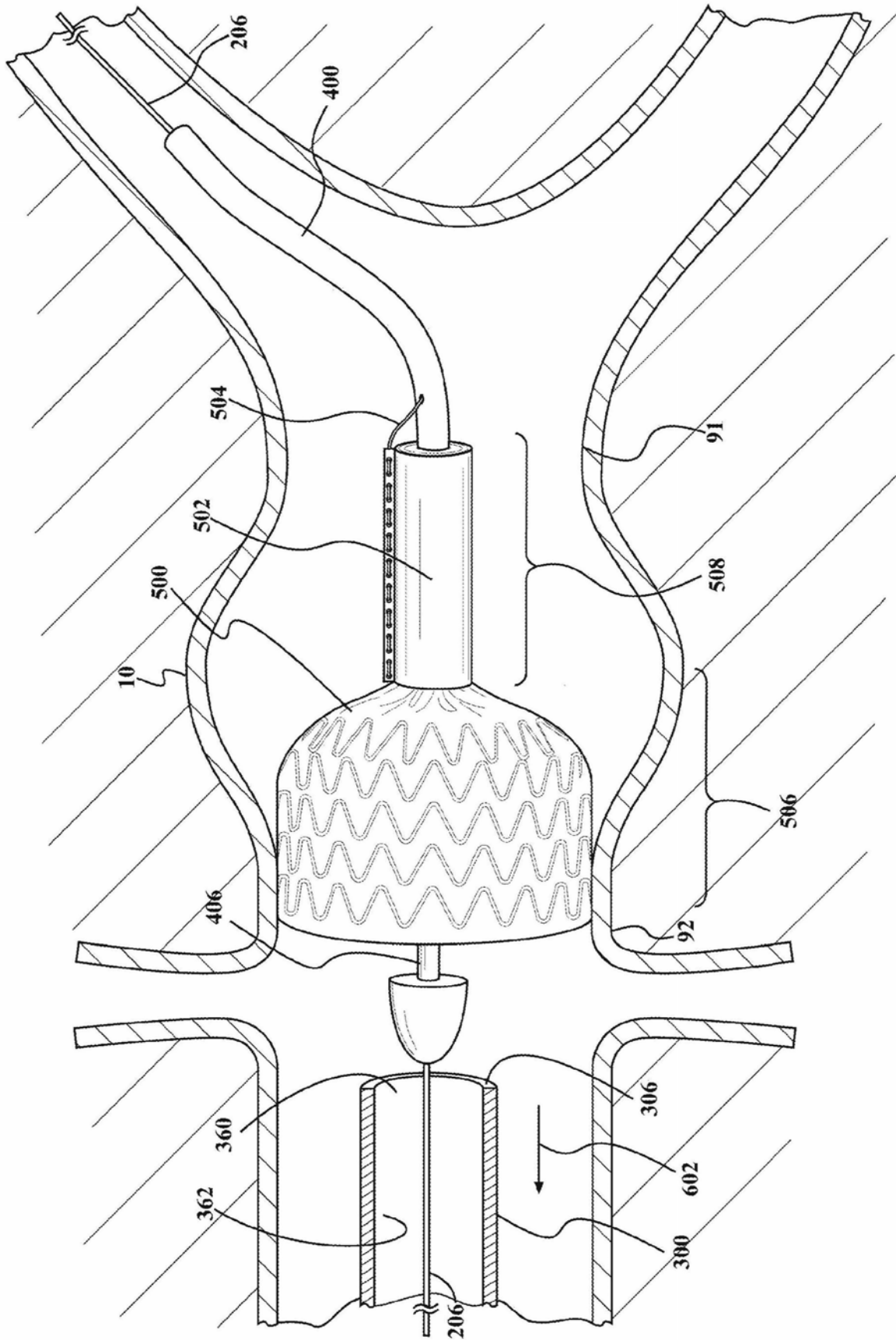


图7B

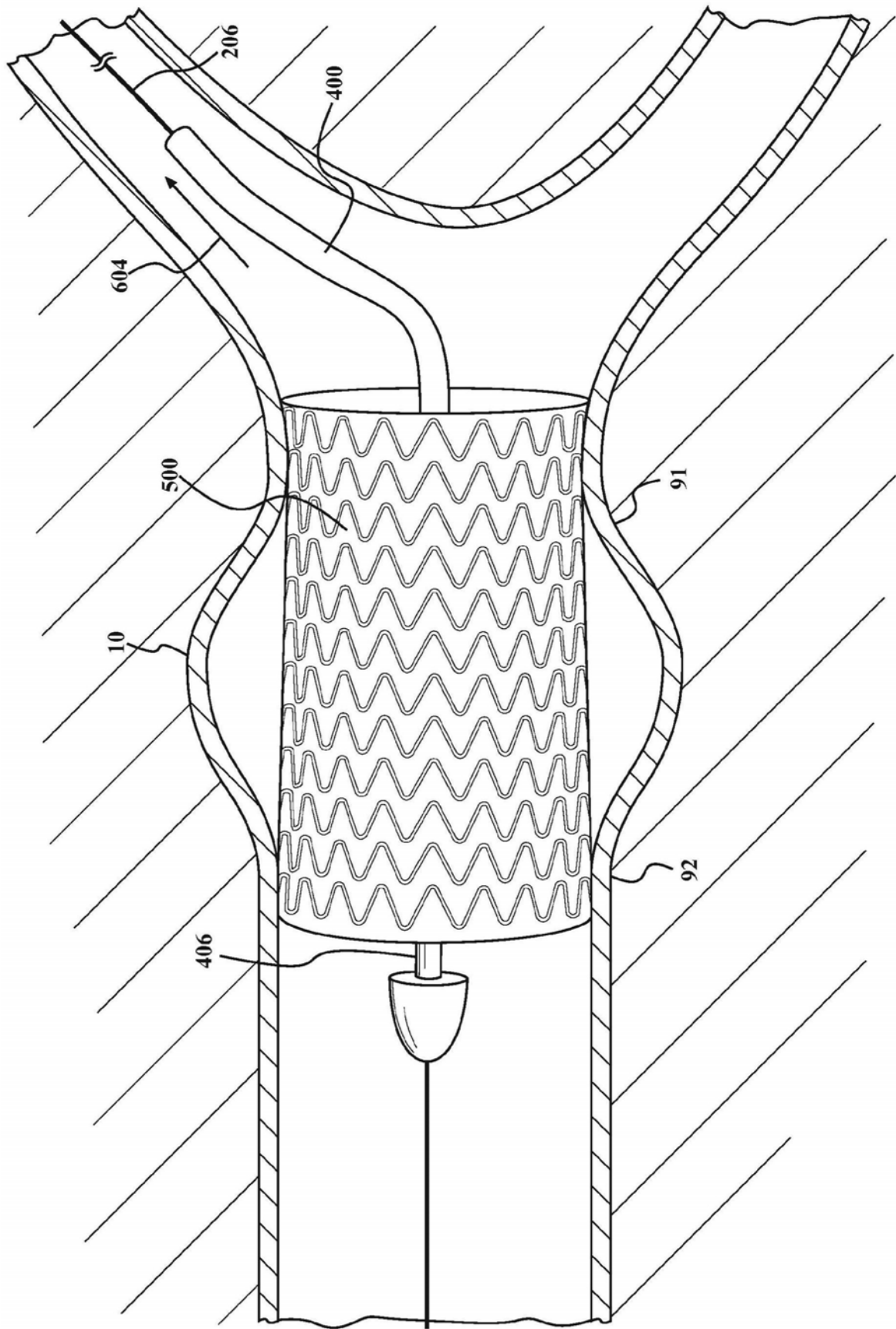


图8

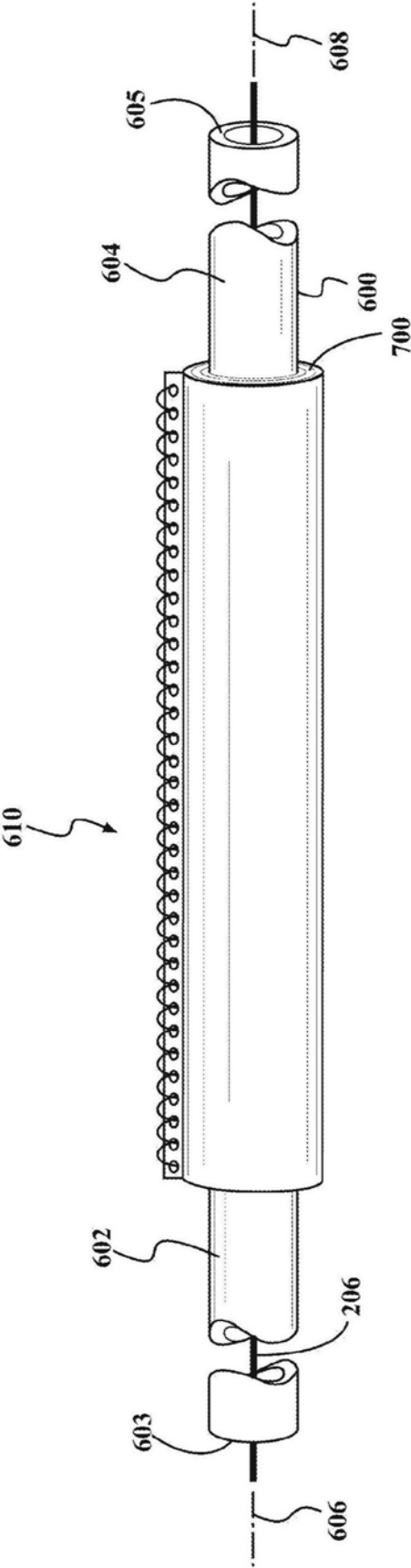


图9A

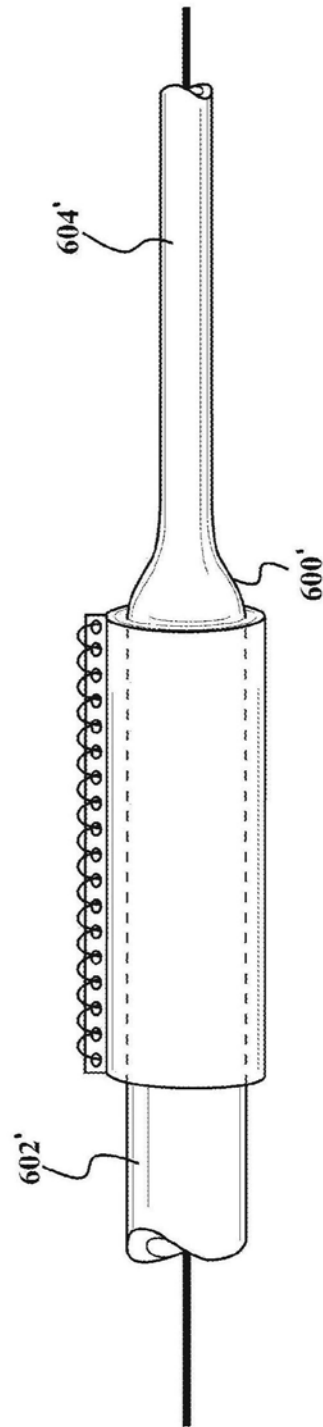


图9B





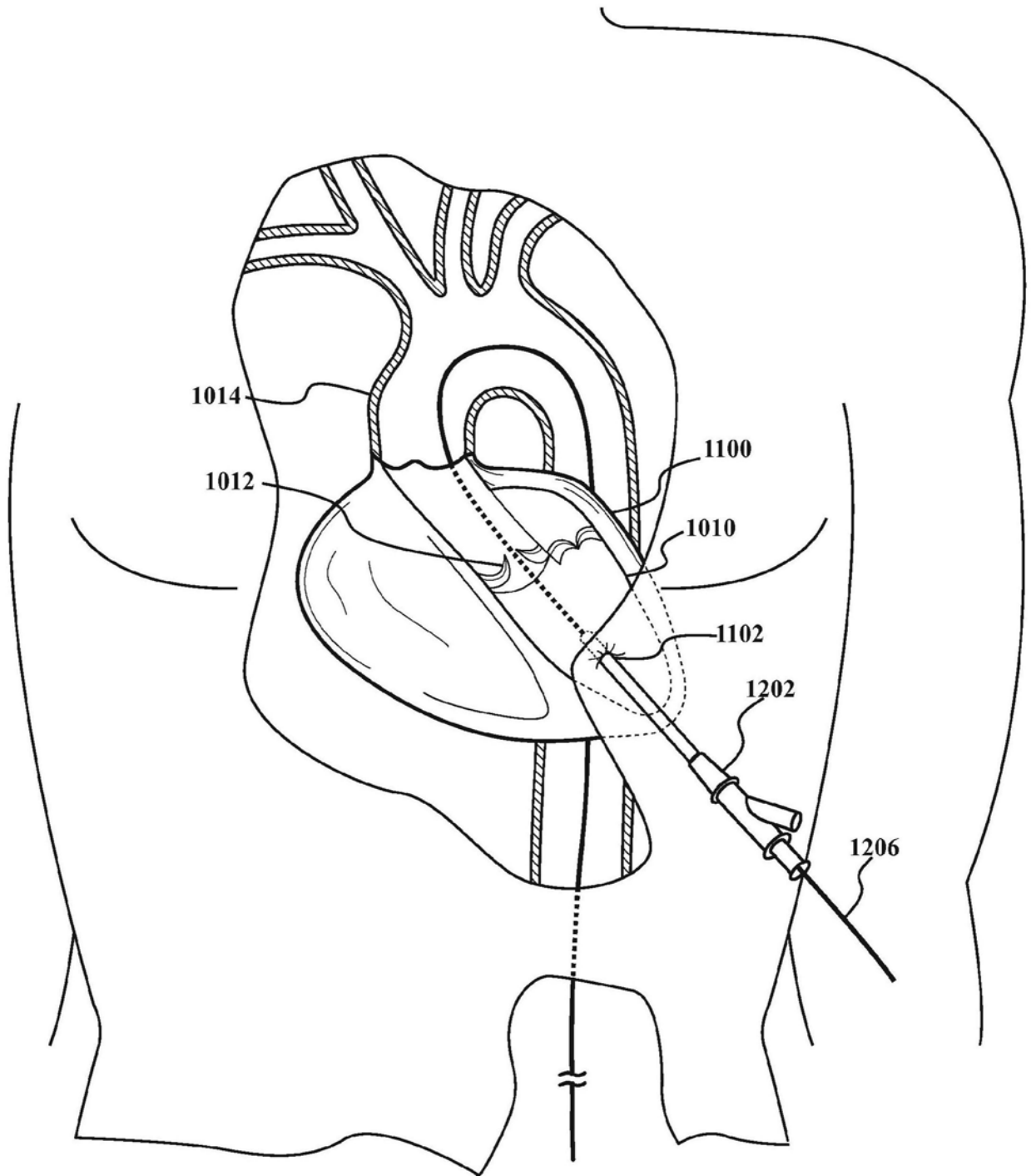


图10

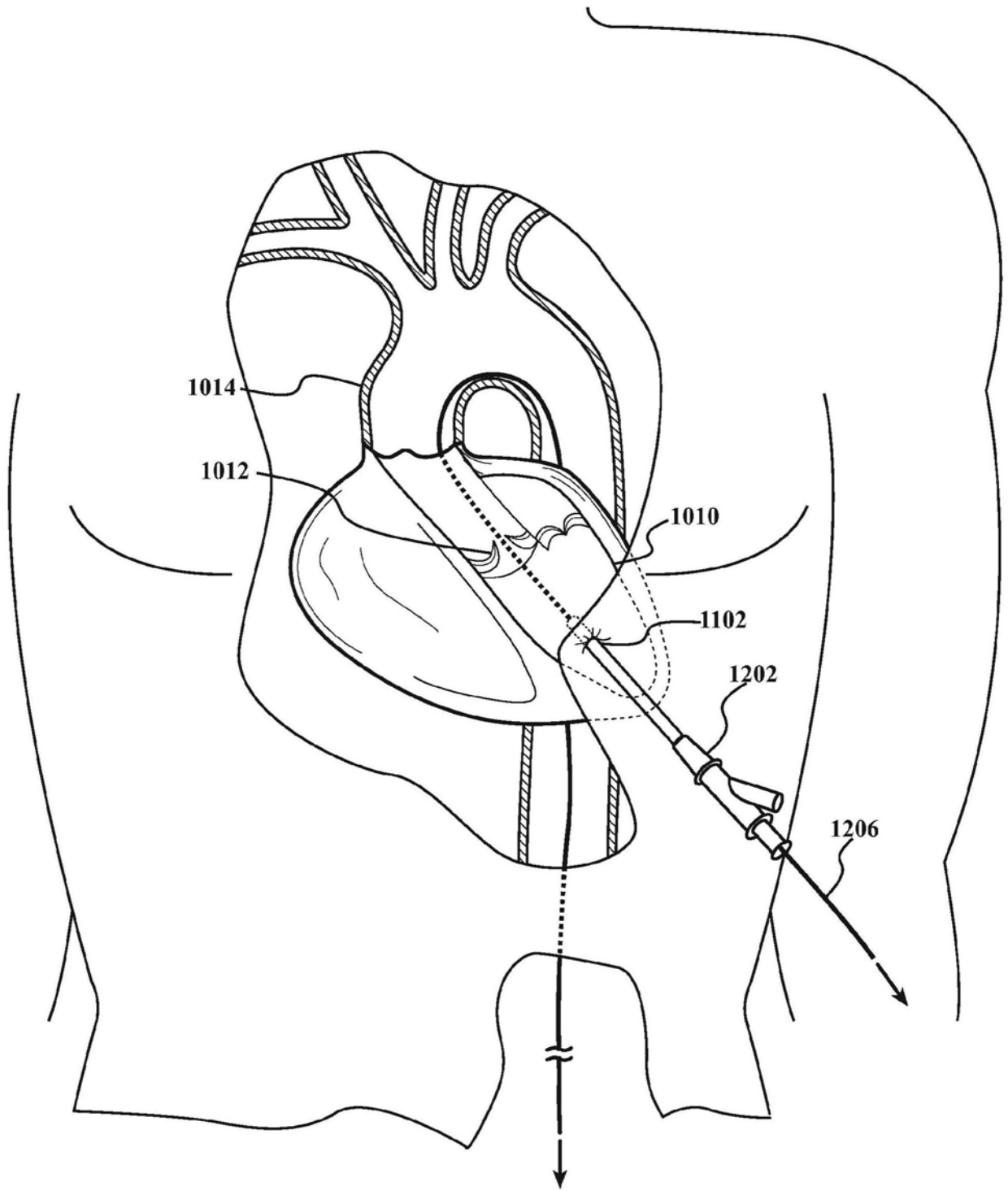


图11

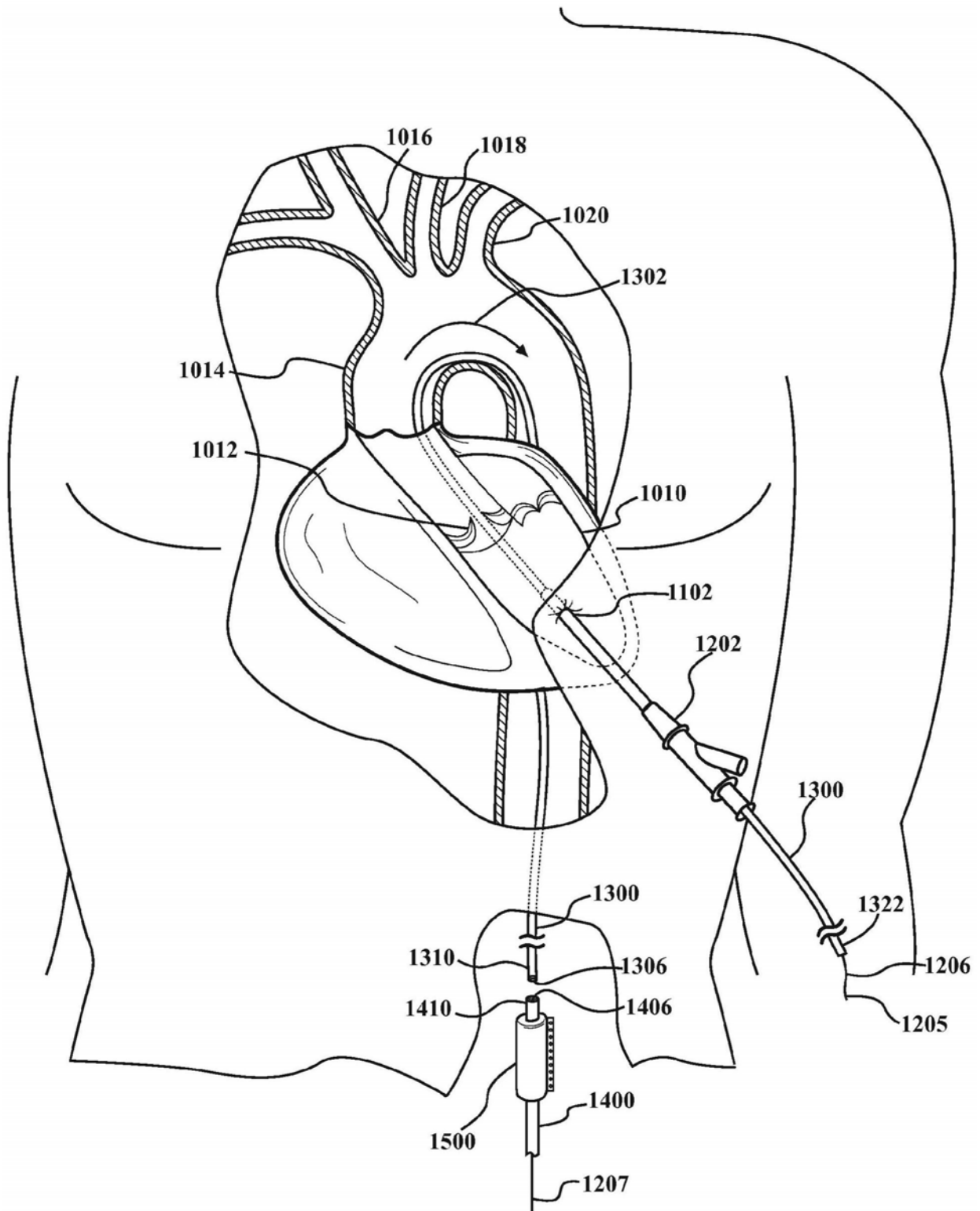


图12

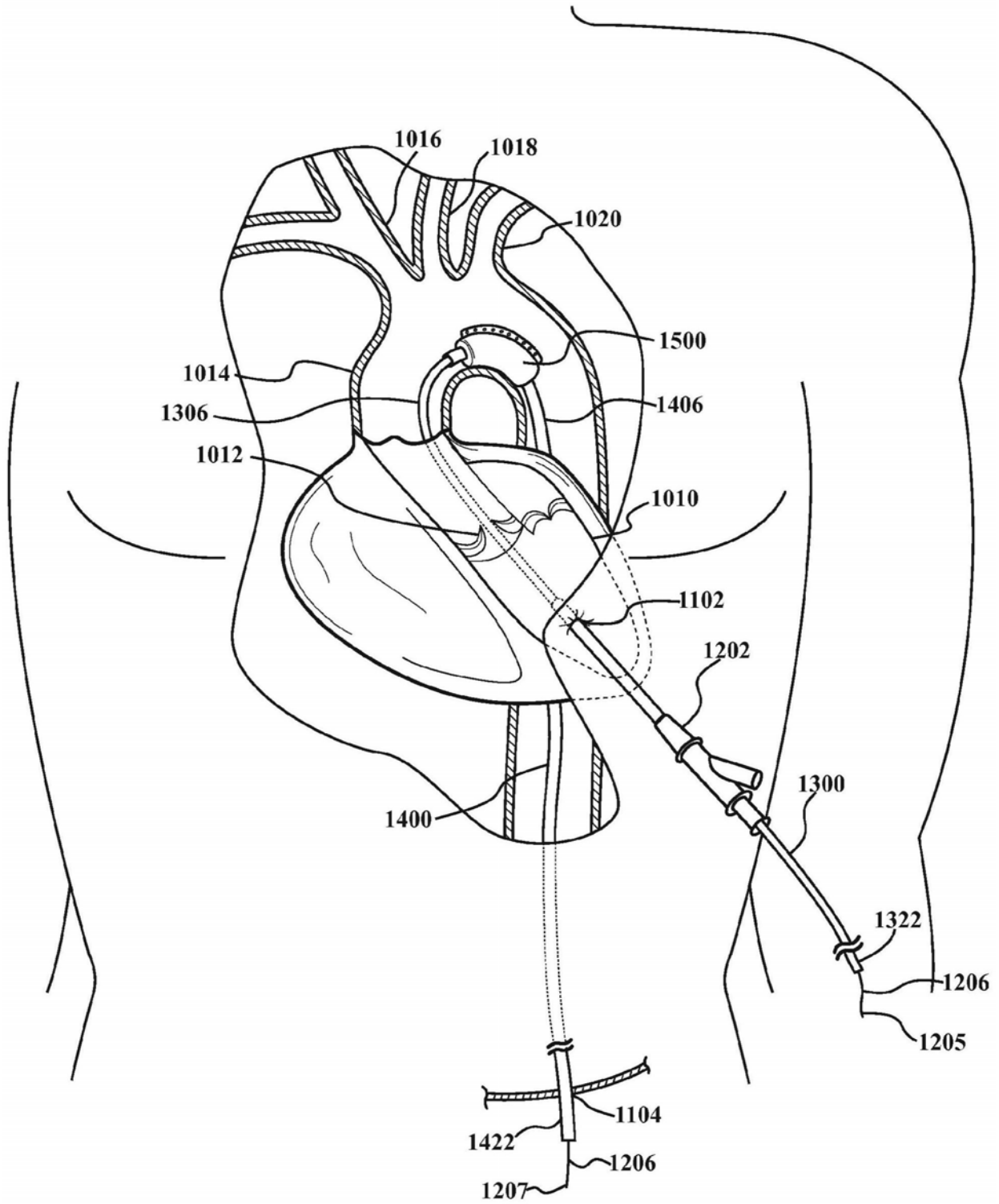


图13

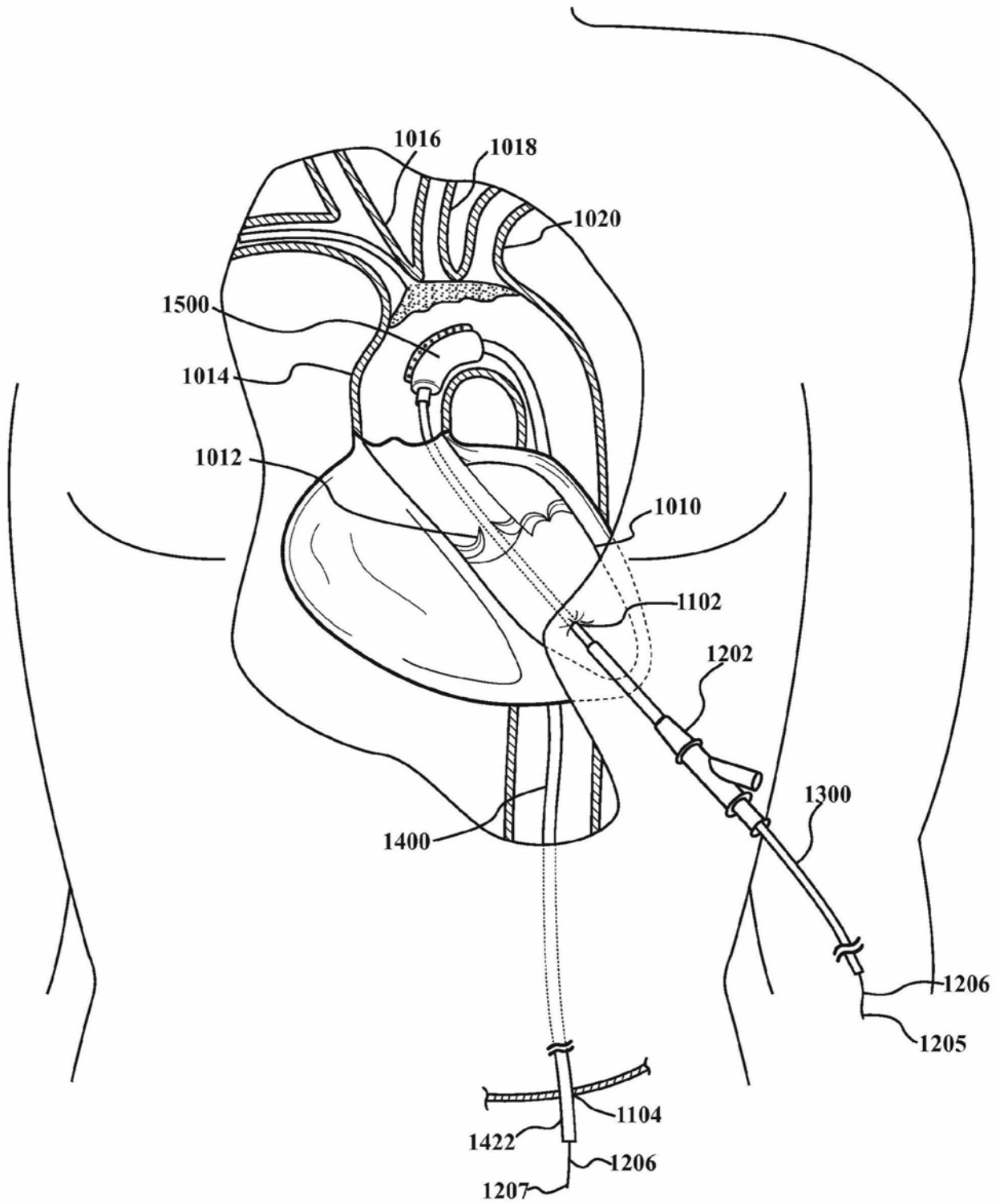


图14