



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105212984 A

(43) 申请公布日 2016.01.06

(21) 申请号 201510587299.X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.02.19

A61B 17/12(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 17/03(2006.01)

61/154,322 2009.02.20 US

A61B 17/22(2006.01)

61/285,926 2009.12.11 US

(62) 分案原申请数据

201080017353.2 2010.02.19

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 罗德尼·拉伯 登·克劳福德

杰克·楚 左振宇 扬·劳 张秀彩

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专  
利商标事务所 11038

代理人 胡海滔

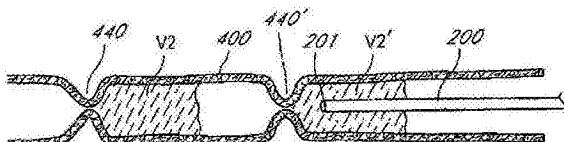
权利要求书2页 说明书18页 附图47页

(54) 发明名称

用于治疗静脉机能不全的静脉闭塞的方法和  
装置

(57) 摘要

描述了用于处理静脉缺陷的方法、装置和系  
统，其中沿着处理区至少部分地压缩静脉。可以提  
供系统，所述系统包括注射装置（300），诸如喷胶  
枪，其与递送导管（202）可操作地连接，所述递送  
导管（202）可被推进穿过静脉（400）中的处理区。  
递送导管可用于递送媒介（V2, V2'）（例如，氰基  
丙烯酸酯）的一个、两个或多个填塞物以沿着处  
理区的分隔开的不同分段闭塞静脉（400）。外部  
压缩还可通过压缩元件施加到静脉（400），诸如  
手（640）或多功能超声波传感器（630），以便在导  
入媒介（V2, V2'）的填塞物之前或期间沿着处  
理区闭塞静脉（400）的部分。



1. 一种用于处理静脉的系统,包括:

用于将静脉闭塞物质递送到静脉中的分配器枪,分配器枪包括:控件;保持分段,所述保持分段包括从分配器枪向远侧延伸的多个相对的凸缘;和分配器柱塞;

注射管,所述注射管包括注射管柱塞和注射管凸缘,所述注射管凸缘具有沿相反的方向径向延伸的第一翼和第二翼;

接合器,所述接合器包括:向近侧延伸的凸缘,所述向近侧延伸的凸缘具有位于接合器的近端处的大体圆形的周边边缘,所述向近侧延伸的凸缘被构造成与保持分段配合;中央管腔,所述中央管腔被构造成接受分配器柱塞和注射管柱塞,中央管腔向近侧延伸通过所述向近侧延伸的凸缘;和位于接合器的远端处的槽,所述槽被构造成与注射管的注射管凸缘配合,槽具有尺寸适于容纳注射管凸缘的远侧开口;以及内部通道,所述内部通道被构造成允许注射管的第一翼和第二翼在内部通道内旋转,内部通道具有限制注射管的第一翼和第二翼旋转的止挡表面;以及

导管,所述导管具有远侧开口和侧壁,导管被构造成可操作地连接到注射管,其中,导管被构造成向远侧推进穿过静脉中的处理区;

其中,当接合器的远端处的槽与注射管的注射管凸缘配合时,控件的致动使得分配器柱塞在中央管腔中向远侧推进注射管柱塞,从而在导管可操作地连接到注射管时导致注射管柱塞将静脉闭塞物质排出到导管中,从而导致导管递送静脉闭塞物质的约0.05ml和3ml之间的填塞物到静脉中;和

其中,分配器枪被构造成递送静脉闭塞物质的多个分隔开的填塞物。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,接合器的外径从近端至远端渐缩。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,接合器与分配器枪可移除地配合。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,接合器还包括唇部,所述唇部在接合器的外径处连接在接合器的近端处,并且被构造成在所述向近侧延伸的凸缘和保持分段互锁时遮蔽保持分段。

5. 根据权利要求1所述的系统,还包括设置在接合器的外径和中央管腔之间的至少一个封闭空间。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,接合器的中央管腔的长度在2英寸至5英寸之间。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,接合器的中央管腔的直径在0.5英寸和1.1英寸之间。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,注射管被预填充有静脉闭塞物质。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,静脉闭塞物质包括氰基丙烯酸酯。

10. 一种用于处理静脉的系统,包括:

注射管,所述注射管包括注射管柱塞和注射管凸缘,所述注射管凸缘具有沿相反的方向径向延伸的第一翼和第二翼;

用于将静脉闭塞物质递送到静脉中的分配器枪,分配器枪包括:控件;保持分段,所述保持分段包括从分配器枪向远侧延伸的多个相对的凸缘;管腔,所述管腔被构造成接受注射管柱塞,管腔向近侧延伸通过保持分段;和位于保持分段的远端处的槽,所述槽被构造成与注射管的注射管凸缘配合,槽具有尺寸适于容纳注射管凸缘的远侧开口;以及内部通道,

所述内部通道被构造成允许注射管的第一翼和第二翼在内部通道内旋转，内部通道具有限制注射管的第一翼和第二翼旋转的止挡表面；以及

导管，所述导管具有远侧开口和侧壁，导管被构造成可操作地连接到注射管，其中，导管被构造成向远侧推进穿过静脉中的处理区；

其中，当保持分段的远端处的槽与注射管的注射管凸缘配合时，控件的致动使得分配器柱塞在中央管腔中向远侧推进，从而在导管可操作地连接到注射管时导致注射管柱塞将静脉闭塞物质排出到导管中，从而导致导管递送静脉闭塞物质的约 0.05ml 和 3ml 之间的填塞物到静脉中；和

其中，分配器枪被构造成递送静脉闭塞物质的多个分隔开的填塞物。

11. 根据权利要求 10 所述的系统，还包括分配器柱塞，其中，控件的致动使得分配器柱塞向远侧推进注射管柱塞，从而在导管可操作地连接到注射管时导致注射管柱塞将静脉闭塞物质排出到导管中。

12. 根据权利要求 11 所述的系统，还包括设置在分配器枪和注射管之间的接合器，所述接合器包括：向近侧延伸的凸缘，所述向近侧延伸的凸缘具有位于接合器的近端处的大体圆形的周边边缘，所述向近侧延伸的凸缘被构造成与保持分段配合；中央管腔，所述中央管腔被构造成接受分配器柱塞和注射管柱塞，中央管腔向近侧延伸通过所述向近侧延伸的凸缘；和位于接合器的远端处的槽，所述槽被构造成与注射管的注射管凸缘配合，槽具有尺寸适于容纳注射管凸缘的远侧开口；以及内部通道，所述内部通道被构造成允许注射管的第一翼和第二翼在内部通道内旋转，内部通道具有限制注射管的第一翼和第二翼旋转的止挡表面。

13. 根据权利要求 12 所述的系统，其中，接合器是可移除的。

14. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，注射管被预填充有静脉闭塞物质。

15. 根据权利要求 14 所述的系统，其中，静脉闭塞物质包括氰基丙烯酸酯。

## 用于治疗静脉机能不全的静脉闭塞的方法和装置

[0001] 本分案申请是基于中国发明专利申请号 201080017353.2(国际申请号 PCT/US2010/024820)、发明名称“用于治疗静脉机能不全的静脉闭塞的方法和装置”、申请日 2010 年 2 月 19 日的专利申请的分案申请。

[0002] 优先权要求

[0003] 本申请要求于 2009 年 2 月 20 日提交的美国临时申请 No. 61/154,322 和于 2009 年 12 月 11 日提交的美国临时申请 No. 61/285,926 在 35U. S. C. § 119(e) 下的优先权。所述在先申请的全部内容均通过引用并入本文。

### 背景技术

[0004] 健康的腿静脉包含允许血液从下肢朝向心脏沿一个方向流动的阀。当血液朝向心脏流动时，这些阀打开并且关闭以防止静脉回流或血液的向后流动。当静脉变弱并且变得扩大时，它们的阀不能够正确地关闭，这导致静脉回流并且削弱静脉血液从腿部排出。静脉回流在浅静脉中最常见。最大的浅静脉为大隐静脉，其从脚的顶部蔓延到腹股沟，在腹股沟处大隐静脉起源于深静脉处。

[0005] 导致静脉回流疾病的因素包括女性、遗传性、肥胖症、缺少身体锻炼、多胎妊娠、年龄、腿中血块的既往病史以及涉及长期站立的职业。根据人口研究，作为静脉回流疾病的常见指示的可见纡曲曲张静脉的流行率，对于成年男性高达 15%，对于成年女性高达 25%。超过 1,000 个患者的临床登记表明，治疗静脉回流的患者的平均年龄为 48，而超过 75% 的患者为女性。

[0006] 根据严重程度，静脉回流可被分类为无症状性的或症状性的。症状性静脉回流疾病是疾病的更加晚期的阶段并且可能对患者的生命质量具有深远影响。患有症状性静脉回流疾病的人可能由于症状和病征的组合而寻求治疗，症状和病征可包括腿部疼痛和肿胀；疼痛的曲张静脉；诸如脱色的皮肤变化或炎症；以及未愈合的皮肤溃疡。

[0007] 治疗症状性静脉回流的主要目标是在其源头处消除回流，所述源头例如为大隐静脉。如果患病静脉被关闭或去除，血能够自动地重新选择路径到其它静脉，而不对患者具有任何公知的负面后果。

[0008] 用于在大隐静脉中治疗回流的目前的无创伤性方法包括射频 (RF) 部分切除术、激光吸热部分切除术以及硬化疗法，包括泡沫硬化疗法。射频部分切除术和激光部分切除术需要肿大的麻醉，麻醉沿着内大腿和内上腓肠产生几周的挫伤和疼痛，并且射频部分切除术和激光部分切除术二者均可具有烧伤和神经损伤的副作用。除了昂贵的一次性机构之外，射频部分切除术和激光部分切除术还需要射频装置或激光盒的资本购买，这些资本购买通常的花费多于 \$50,000。尽管泡沫硬化疗法相对无创伤，其具有高的复发率和潜在的副作用。所有的方法均需要佩戴压缩长袜 2-4 周。

### 发明内容

[0009] 本文公开了治疗静脉的方法，包括如下步骤：向远侧推进导管横穿静脉中的处理

区；在处理区的远侧端处形成静脉中的第一闭塞(occlusion)；将媒介(media)的第一填塞物(bolus)导入静脉中抵住第一闭塞的近侧；形成静脉中的至少第二闭塞，所述第二闭塞向近侧与所述第一闭塞间隔开；将媒介的第二填塞物导入静脉中抵住第二闭塞近侧；以及从静脉中取出导管。

[0010] 还公开了用于处理静脉的方法，包括如下步骤：形成静脉中的闭塞；定位导管的远侧端以在所述闭塞和导管之间形成静脉内的第一容积；以及将介质的第二容积从导管导入静脉中；其中，所述第二容积至少约为第一容积的110%。

[0011] 在另一实施方案中，公开了用于处理静脉的方法，包括如下步骤：形成静脉中的闭塞；将导管的远侧端定位在静脉内，所述导管具有远侧开口和侧壁；以及通过足以在导管的侧壁和静脉的壁之间围绕导管向近侧推进的容积中的远侧开口导入媒介。

[0012] 进一步公开了用于处理静脉的系统，包括：注射器，其用于将闭塞静脉的物质递送到静脉中。所述注射器可以与控件可操作地连接。所述控件的激活使得注射器将静脉闭塞物质的约0.05mL至3mL之间的填塞物递送到静脉中。系统被构造为递送静脉闭塞物质的多个间隔开的填塞物。系统中还包括导管，所述导管具有远侧开口和侧壁，所述导管构造为与注射器可操作地连接，其中，所述导管被构造为向远侧推进穿过静脉中的处理区。注射器可以包括喷胶枪，所述喷胶枪还可包括如下文描述的接合器。导管可以包括与所述喷胶枪可操作连接的路厄旋转锁(luerlock)。系统还可以包括静脉闭塞物质的容积，诸如在一些实施方案中为静脉闭塞物质的约1mL至20mL之间。静脉闭塞物质可以为氰基丙烯酸酯，并且进一步包括压缩元件，所述压缩元件被构造为在外部压缩静脉。所述控件可以构造为致动注射器以在足以在导管的侧壁和静脉的壁之间围绕导管向近侧推进的容积中通过远侧开口导入媒介。系统还可以包括闭塞器，所述闭塞器包括框架部和阻挡部，下文对闭塞器的实施例进行进一步详细地说明。

## 附图说明

[0013] 图1-11示意性地示出了根据本发明的一个实施方案使用静脉闭塞物质和成像工具闭塞诸如大隐静脉的静脉的方法。

[0014] 图12-16示意性地示出了根据本发明的另一个实施方案的用于闭塞诸如大隐静脉的静脉的方法。

[0015] 图17-21E示意性地示出了根据本发明的另一个实施方案的用于闭塞诸如大隐静脉的静脉的方法。

[0016] 图22-32示出了根据本发明的一些实施方案的静脉闭塞配药系统的各个视图和部件。

[0017] 图33-34示意性地示出了喷胶枪和接合器组件。

[0018] 图35示意性地示出了根据本发明的一个实施方案的喷胶枪的前视图。

[0019] 图36示意性地示出了根据本发明的一个实施方案的脉管闭塞系统的主要部件。

[0020] 图37A-37D示出了根据本发明的一个实施方案的脉管闭塞装置的各个视图。

[0021] 图38A-38D示出了处于膨胀构造的图2A-2D中的闭塞装置的各个视图。

[0022] 图39A-39B示出了上文结合图2A-3D描述的递送装置的框架部的实施方案，为了清晰省去了阻挡部。

[0023] 图 40 为根据本发明的一个实施方案处于膨胀构造且植入脉管内的闭塞装置的侧截面图。

[0024] 图 41 为根据本发明的一个实施方案处于在递送导管内处于未展开构造的闭塞装置的截面图。

[0025] 图 42-44 示出了根据本发明的一个实施方案处于在递送导管外展开的各个阶段的闭塞装置的立体图和截面图。

## 具体实施方式

[0026] 本文公开了用于微创治疗曲张静脉和其它医疗条件的系统、方法和装置。当在本文中相对于装置使用时，近侧可指代朝向进入血管的进入插入部位，而远侧指代远离进入插入部位并且沿着患者的方向。在一些实施方案中，闭塞装置展开以便恰远离浅股静脉接合处 (SFJ) 阻塞隐静脉并且形成扁平形状以使得可以使用任一种物质进一步处理静脉以改变静脉，从而防止在诸如致硬化溶液或医疗粘合剂中的血液流动。在一些实施方案中，完整的静脉封闭是减轻由退行性静脉流引起的静脉高血压的效应的所有治疗的期望临床结果。可以使用“单杆”方法通过导管来递送闭塞装置和医疗粘合剂。该方法被设计为比使用当前的治疗方法产生较少的疼痛以及较少的皮肤注射，同时减轻或消除患者在治疗之后佩戴不舒服的压缩长袜的需要。

### 静脉塌缩方法

[0028] 现在说明治疗静脉机能不全的方法，其中沿着处理区至少部分地压缩静脉。这样做能够更好地确保静脉部分或完全塌缩，与仅闭塞相对，这取决于期望的临床结果。不受理论限制，使静脉塌缩可将内皮细胞的两个或多个鲁米那表面放置成彼此相对接触，刺激纤维组织繁殖，并且使得通过较低风险的再沟通和静脉再打开改善静脉的长期封闭。在一些实施方案中，展开导管在进入部位经皮导入静脉中，并且经腔向远侧推进穿过静脉内的处理区。施加外部压缩以便在展开导管的远侧使静脉塌缩。然后，导管的远侧端在闭塞的近侧处推进到闭塞静脉的最开端以使导管和闭塞静脉之间“被俘获”的血液最少。在从导管的远侧端压出塞形成媒介的填塞物之后，在导管的末端处的闭塞迫使静脉闭塞物质朝向导管插入点退行性（向近侧）流入静脉中并且减小远侧流动力和脉管内的血液的混合。该方法还允许静脉闭塞媒介来替代在导管和闭塞静脉之间“被俘获”的任何现有血液并且在使得与血液的混合最小化的同时在静脉内形成闭塞性塞。这种混合的减少在一些实施方案中可能是有利的，因为它能够提高静脉闭塞媒介和静脉之间接合强度。任选地可以去除在处理区的远侧的外部压缩，或者可以在操作的整个过程或部分中保持。外部压缩还可以发生在静脉的塞形成媒介被压出从而如上所述使静脉塌缩的区域的周围。随后，导管在分配静脉闭塞物质的同时横过处理区以规则或不规则的间隔或者连续地或者经由与起始填塞物间隔开的离散填塞物向近侧收缩。外部压缩能够向内侧继续，在此处静脉闭塞物质被分配从而如上所述确保静脉的塌缩。随后导管被取出，并且利用常规技术闭合进入部位。下文更加详细地说明该方法。

[0029] 静脉封闭系统可以利用萤光镜透视检查装置、超声波装置或其它引导装置进入静脉，诸如大隐静脉或小隐静脉或其它脉管。微导管系统可以放置到丝线上，用于将外导管或导入鞘导入静脉中。在一些实施方案中，尽可能向远侧或与异常静脉临床相关地进入静脉。

在一些实施方案中,封闭方法包括在引导丝线上推进导入鞘和 / 或扩张器到前下腹上部静脉下方的隐静脉 - 股接合处,在一些实施方案中,可距隐静脉 - 股接合处约 1.5cm 至 2.5cm。在将鞘放置到该水平以及通过超声波进行任选验证之后,内导管通过鞘被导入并且通过路厄旋转锁或以其它方式紧固到鞘上以保持固定位置,使得尖端从鞘的末端延伸约 5cm。

[0030] 依据图 1,闭塞方法包括提供诸如喷胶枪 300 的注射器,其有助于注射静脉闭塞物质以闭塞脉管 400。在一些实施方案中,喷胶枪 300 的远侧端 302 包括注射管,所述注射管通过路厄旋转锁 602 与内导管 204 可操作地连接。鞘或外导管 202 围绕内导管 204,并且有助于提供到脉管 400 内部之内的目标部位的通路。在一些实施方案中,首先导入外导管 202,随后是内导管 204,而在其它实施方案中,同时导入外导管 202 和内导管 204。如图 1 所示,外导管 202 和内导管 204 导入到脉管 400 的近侧端 402 的附近并且朝向脉管的远侧端 401 引导,在此处将释放静脉闭塞物质。在一个实施方案中,在静脉闭塞物质释放的部位,内导管 204 将延伸越过外导管 202 的远侧端,诸如越过约 3cm 至 7cm 之间的值,从而防止静脉闭塞物质接触到外导管 202。

[0031] 如图 1 所示,还可以设置诸如超声波传感器 630 的成像工具,其可为多功能的,包括引导一个或多个导管、用作压缩元件、和 / 或识别脉管内部可能需要进一步闭塞或封闭的区域。在一些实施方案中,超声波传感器 630 可以在通过脉管 400 放置外导管 202 和 / 或内导管 204 之前被放置为与患者的皮肤的外表面接触。超声波传感器 630 可以辅助生成图像以有助于将一个或多个导管引导到静脉闭塞物质将被导入的部位。在一些实施方案中,超声波传感器 630 还可以在导入静脉闭塞物质之前、期间或之后用作压缩元件以有助于脉管 400 的封闭。由于用作压缩元件,超声波传感器可有助于使脉管 400 扁平和 / 或减少脉管 400 的尺寸。在一些实施方案中,超声波传感器 630 可以包括多普勒流检测能力,并且有助于识别脉管 400 的内部中可能需要进一步封闭或闭塞并且因此需要进一步施加静脉闭塞物质的区域。

[0032] 当内导管处于适当位置上并且通过超声波确认而处于隐静脉 - 股接合处下方的恰当位置上时,进行隐静脉 - 股接合处的压缩,包括液体粘合剂(诸如包括氰基丙烯酸酯的胶或本文其它地方描述或本领域公知的任何物质)的少量的静脉闭塞物质被注射到静脉中。然后,利用诸如外部压缩的压缩使静脉塌缩以有助于接合静脉并且用固态的、永久性的接合剂将静脉的内壁附着到静脉闭塞物质。在一些实施方案中,除了超声波传感器或探针(向近侧或向远侧)之外,可以设置附加的压缩装置,以便辅助静脉的塌缩。在一些实施方案中,压缩装置可以为顺序压缩装置,其被构造为通过柔性增压套筒抵住患者的肢施加来自压缩机的压缩压力。压缩可被构造为根据期望的临床结果沿其长度递送均匀的压缩、蠕动波的远侧到近侧的压缩或其它模式。在一些实施方案中,压缩装置可被构造为递送至少约为 30、40、50、60、70、80、90、100、125、150 或更大的 mmHg 的压力,或者在一些实施方案中在约 30-150 或 50-100mmHg 之间。在一些实施方案中,使用递送能量以形成静脉的受控血管痉挛的外部装置。能量可以为例如电气激励、冷冻疗法、红外光、可见光或 UV 光、微波、RF 能量、超声波能量、磁能、热能或能源的组合。

[0033] 依据图 2,内导管 204 的尖端放置到与脉管 400 的受阻的或远侧端 401 相邻的部位处,使得它们之间的距离最小。一端外导管 202 和内导管处于适当位置上,喷胶枪 300 可以注射从内导管 204 释放出的静脉闭塞物质 502。在一些实施方案中,内导管 204 能够沿着

静脉内的处理部位释放静脉闭塞媒介的至少 1、2、3、4、5、7、10、12、15、20 或更多填塞物。例如,在一些实施方案中,可以横穿处理部位导入静脉闭塞媒介的单连续流,而在其它的实施方案中,可以横过处理部位以规则或不规则的间隔导入静脉闭塞媒介的多个间隔开的填塞物。在一些实施方案中,处理部位可以为 2cm 至 50cm 之间的总长度,或者在一些实施方案中为约 5cm 至 40cm 之间的总长度。沿着处理部位,静脉闭塞媒介的一个或多个填塞物可以间隔开的间隔被导入,诸如每 1cm 至 7cm 之间,更优选地在每 3cm 至 5cm 之间。间隔不需要均匀地间隔。媒介的每个填塞物可以闭塞并且处理处理部位的至少部分。在一些实施方案中,媒介的单个填塞物可以闭塞并且指令在 0.5cm 至 5cm 之间的静脉长度,以使得能够处理至少约为 0.5cm、1cm、2cm、3cm、4cm 或 5cm 的静脉。在其它的实施方案中,使用媒介的单个填塞物,静脉内处理部位的长度将大于 5cm。如本文描述的提供静脉闭塞媒介的一个或多个填塞物,尤其在选定间隔,有利地提供了可通过优于常规静脉闭塞过程的更大的控制度和简易性进行并且能够针对特定患者进行调整(例如,具有不同长度的处理区)的治疗。

[0034] 在一些实施方案中,媒介的每个填塞物可具有 0.01cc 至 3cc 之间的容积的静脉闭塞物质(例如,氰基丙烯酸酯化合物),诸如在 0.01cc 至 1cc 之间的静脉闭塞物质。可以手动地或通过构造为按规定流率释放预定容积的静脉闭塞物质的机械和 / 或电子控制器来控制注射速率。尽管在一些实施方案中注射速率可在一些实施方案中在操作的整个期间相对地恒定,在其它实施方案中,注射速率可以是可变的,按规定的时间和 / 或距离间隔周期性地释放静脉闭塞物质的填塞物。在一些实施方案中,注射速率在 0.002cc/sec 至 6cc/sec 之间,诸如在约 0.02cc/sec 至 0.2cc/sec 之间。将媒介的填塞物的容积和流率控制到本文描述的级别有利地防止静脉内媒介的不必要的过流或处理不足。在一些实施方案中,提供注射器,所述注射器被构造为当医师致动诸如按钮、开关、拨号盘或脚踏板的控件时将预定容积(诸如在约 0.05mL 至 0.5mL 之间,或者在约 0.1mL 至 0.2mL 之间)的媒介精确地递送到静脉中。在一些实施方案中,注射器包括防止喷胶枪在规定时间段内的不期望多填塞物注射的安全特征(诸如电子闭锁),例如要求填塞物注射至少间隔开约 0.5、1、2、3、4、5 秒或更长。

[0035] 依据图 3,一旦静脉闭塞物质 502 从内导管 204 的尖端喷射出,静脉闭塞物质 502 流动到闭塞脉管 400 的近侧的远侧端、然后反向流动沿着导管轨道的外部向近侧行进,同时使血液内含物沿着脉管 400 的目标区域位移。然后,外导管 202 和内导管 204 可以被拉回或取回以便对准沿着脉管 400 的不同部位。例如,在将另外的静脉闭塞物质 502 注射到脉管 400 中之前,外导管 202 和内导管 204 可以沿朝向脉管 400 的近侧端 402 的方向移动。

[0036] 依据图 4,任选的压缩元件,例如操作员的手 640、顺序压缩装置或超声波传感器 630 可以用于施加压力到患者身体的外表面上并且压缩脉管 400 的内壁。任选压缩元件可用于在导入静脉闭塞物质之前、期间或之后压缩脉管的部分。当压缩元件在导入静脉闭塞物质期间或之后压缩脉管的部分时,脉管挤压静脉闭塞物质 502,如图 4 所示。该压缩有助于闭塞以及脉管的塌缩。在一些实施方案中,使用静脉闭塞物质来处理脉管的附加部分,在一些实施方案中可以在注射静脉闭塞物质之后立即压缩目标区域,或者在不大于约 5 分钟、4 分钟、3 分钟、2 分钟、1 分钟、30 秒、15 秒或更短的时间之后压缩目标区域。

[0037] 图 5- 图 6 示出了在第一部位处注射静脉闭塞物质 502 之后将超声波传感器 630 从第一位置引导或移动到第二位置。一旦静脉闭塞物质 502 被注射到目标部位,优选地,一

且在该部位处静脉被完全闭塞和 / 或塌缩,超声波传感器 630 可移动到第二位置,例如,更靠近脉管 400 的近侧端 402 的位置,以有助于脉管 400 在不同部位处的塌缩。在一些实施方案中,通过沿着脉管 400 在近侧方向上的长度移动超声波传感器 630,超声波传感器可用作压缩元件,所述压缩元件提供跟随脉管 400 在近侧方向上的长度的压缩以便更好地确保脉管的塌缩。在一些实施方案中,超声波传感器或其它外部压缩元件可移动第一位置至第二位置之间的距离,所述第二位置相对于所述第一位置间隔 0.5cm 至 5cm 之间。在其它实施方案中,超声波传感器可以移动第一位置至第二位置之间的距离,所述距离在处理部位的总长度的 3% 和 50% 之间,诸如在 3% 和 20% 之间。引导超声波传感器经过离散的距离有利地辅助确保在引导超声波传感器经过处理部位的不同部分之前有效地闭塞处理部位的部分。在移动超声波传感器 630 之后,喷胶枪 300 可以在脉管 400 的不同部位处注射静脉闭塞物质 502,如图 6 中所示。

[0038] 一旦静脉闭塞物质 502 被注射到脉管 400 的第二部位中,压缩元件,例如手 640,可再次用于辅助脉管 400 的部分的塌缩,如图 8 所示。在实现脉管 400 的部分的局部或完整封闭之后,超声波传感器 630 可再次沿着脉管 400 被引导到移动到不同的位置以便辅助脉管 400 的封闭或闭塞,在一些实例中提供可移动的压缩元件。借助于超声波传感器 630 和 / 或如上所述的能够沿着脉管 400 的长度移动并且用作压缩元件和 / 或图像发生器的附加压缩元件,可以使脉管 400 沿着整个处理长度塌缩。如图 9 所示,超声波传感器 630 沿着静脉 400 被引导到第二位置以有助于脉管 400 在不同位置处的塌缩。

[0039] 可以在沿着大隐静脉的多个位置处重复应用超声波探针和 / 或附加压缩装置,如图 10- 图 11 所示,直到静脉在扁平的状态下局部或完整地接合和闭合。随后可以移除内导管,并且辅助带或其它绷带可放置到进入部位的上。在一些实施方案中,超声波探针可以产生再次确认扁平静脉的闭合或塌缩的图像。一旦扁平静脉局部或完整地闭合,从进入部位移除注射器,并且然后完成操作。在一个实施方案中,仅在进入部位处使用少量的局部麻醉。不需要肿胀性的麻醉。由于操作不对周围组织产生大量的热或其它类型的损伤,不需要普通的或有意识的镇静。

[0040] 尽管已经以闭塞大隐静脉为目的描述了上述方法,使用本文中公开的系统和装置同样可以闭塞其它各种静脉、动脉、淋巴管或其它自然或人工的体腔。此外,使用本文公开的系统、装置和方法能够处理各种状态,例如,上肢端和 / 或下肢端的静脉不足 / 曲张静脉、食管脉管曲张、胃脉管曲张、痔脉管曲张、静脉湖 (venous lake)、静脉畸形骨肥大 (Klippel-Trenanay) 综合征、毛细管扩张、动脉瘤、动脉 - 静脉畸形、肿瘤或出血脉管的栓塞、淋巴水肿、脉管和非脉管瘘管、用于绝育的输卵管闭合等。

[0041] 在一些实施方案中,可利用自动化过程将静脉闭塞物质注射到静脉中,从而使得静脉闭塞物质的不期望过注射或注射不足、以不期望间隔的注射或不期望填塞物尺寸的注射最小化。例如,可以容易地使得导管的外导管构件可压缩 (例如,具有薄壁)。因此,可以主要通过内管来提供导管放置所需的柱强度。一旦内导管已经从静脉中取出,使用静脉闭塞物质填充剩余的外导管。外导管的恰在与静脉闭塞物质注射器耦合的路厄旋转锁、歧管或其它耦合件远侧的近侧端可承载有压缩元件,诸如夹具、平行辊或可滑动元件,使得导管在可滑动元件的两个部分之间横向延伸。致动压缩元件将在径向上压缩外导管。操作员然后可以将夹具保持在适当位置上,而通过所述夹具向近侧拉动导管。夹具因此沿着管滑动、

滚动或以其它方式移动,而导管被压缩以精确地压出作为从静脉向近侧取出导管的距离的函数的导管容积。

[0042] 图 12- 图 16 示意性地示出了根据本发明的一个实施方案的用于闭塞诸如大隐静脉的静脉的方法。在一些实施方案中,例如,超声波检查静脉映射、对比静脉造影术或其它技术可在闭塞操作之前使用以更好地可视化患者的具体脉管解剖图。以杀毒的方式预备好进入部位并且使进入部位自然屈曲,并且可以提供诸如利多卡因 (Lidocaine) 的局部麻醉,但是可能不需要。首先,例如脚、踝或腓肠中的浅静脉的脉管系统、指背静脉、小头间静脉、共同指静脉、背静脉弓、内侧缘静脉、外侧缘静脉、足底皮静脉弓或足底皮静脉网的静脉诸如经皮或可选择地通过切除操作被导管插入。也可以使用本文描述的系统和方法来闭塞所有这些静脉。例如超声波或荧光检查的成像可用于辅助进入。导线 (未显示) 随后可以插入脉管中。还可以放置诸如针的鞘或导入器以便于导管进入适当的静脉中。接下来,包括内导管构件和外导管构件以及容纳诸如上文描述的闭塞装置的递送导管 200 可以在导线上经由例如 Seldinger 技术插入脉管中,如图 12 中所示。随后将导管 200 向远侧推进到脉管系统中到达期望位置,诸如在大隐静脉 (或小隐静脉或副隐静脉) 内,如图 13 所示。然后,可以相对于外导管致动内导管以便在静脉 400 内的期望位置内将闭塞装置 100 展开成其膨胀构造。在一些实施方案中,闭塞装置可以包括例如于 2009 年 2 月 20 日提交并且通过引用全部并入本文的美国临时申请 No. 61/154,322 中描述的部件,包括 (但不限于) 用于啮合脉管壁的具有组织锚定器或杆或其它特征件的那些部件。在一些实施方案中,闭塞装置可以包括如关于图 36- 图 44 说明的部件。图 14 示出了被推进以准备展开闭塞装置 100 的内导管。一旦确认期望的放置,诸如缝合线 (未显示) 的脱离机构随后被致动以将闭塞装置 100 释放到脉管内。在闭塞装置 100 的框架部上展开的锚定器能够防止闭塞装置 100 迁移到静脉 400 内的期望位置。接下来,可以取出内导管,如图 15 所示。

[0043] 在取出内导管之后,诸如上文描述的静脉闭塞物质可以紧靠近展开的闭塞装置通过外导管注射到静脉 400 中。如图 16 所示,然后可以取出外导管,而静脉闭塞物质继续被注射,从而沿相对于闭塞装置的近侧方向闭塞静脉。然后,可以完全取出外导管,以及施加的外部压缩长袜,完成操作。在一些实施方案中还可以使用经皮封闭方法。在一些实施方案中,0.01cc 至 1cc 的静脉闭塞物质,例如,氰基丙烯酸酯化合物,可以注射超过 0.5cm 至 5cm 距离的静脉,诸如待处理静脉的至少约 0.5cm、1cm、2cm、3cm、4cm 或 5cm。在一些实施方案中,注射速率在整个操作过程中可以相对恒定,或者为可变的,按规定的时间和 / 或距离间隔周期性地释放静脉闭塞物质的填塞物。在一些实施方案中,通过待处理静脉的取出可以发生于例如 30 秒至 5 分钟的期间内,或者在一些实施方案中约等于或小于约 10 分钟、9 分钟、8 分钟、7 分钟、6 分钟、5 分钟、4 分钟、3 分钟、2 分钟、1 分钟、45 秒或 30 秒。

[0044] 现在将更加详细地描述根据一些实施方案的使用静脉闭塞物质作为闭塞构件来闭塞静脉的方法。首先,可将导管布置到诸如结合图 12 和图 13 上文阐述和描述的静脉的管状结构中的期望位置。然后,可以在如图 17 中的箭头示意性显示的远侧位置处通过例如腿部的外部手动压缩或通过压脉器或其它类型的压缩装置放置导管之前或之后任选地压缩静脉 400。接下来,静脉闭塞物质可在静脉 400 内的第一位置处注射以用作闭塞器 500,如图 18 所示,从而防止更远侧的栓塞。在注射部位之前以及恰在注射部位远侧的位置处的压缩能够有利地有助于防止原位形成的闭塞器 500 在聚合或其它固定过程之前迁移。压缩

还能够防止不期望的向远侧到更中央静脉的栓塞,以及当静脉闭塞物质在从导管中向远侧喷出时在由于压缩而塌缩的点处接触到静脉时引发静脉闭塞物质向近侧的回流,迫使静脉闭塞物质向近侧流动。在一些实施方案中,从导管上静脉闭塞物质被喷出的出口到由于压缩而塌缩的静脉的区域的距离不大于约 3cm、2.5cm、2cm、1.5cm、1cm、0.75cm、0.5cm、0.25cm 或更小。

[0045] 用作闭塞器 500 的静脉闭塞物质可以为例如静脉闭塞物质的与上文描述了其具体范围的规定时间段和 / 或静脉长度上更向近侧注射的静脉闭塞物质的容积相比较大的容积的填塞物。在一些实施方案中,起始填塞物可至少约为 0.1cc、0.25cc、0.5cc、0.75cc、1cc、1.5cc 或更大,或者在其它实施方案中在约 0.05mL 至约 0.9mL 之间、在约 0.05mL 至约 0.5mL 之间、或者在约 0.1mL 至约 0.2mL 之间。起始填塞物可以至少约为在静脉的类似长度上更向近侧注射的静脉闭塞物质的容积的 10%、25%、50%、75%、100%、150%、200% 或者更大。

[0046] 除了如上所述的静脉闭塞物质的大填塞物容积之外或作为如上所述的静脉闭塞物质的大填塞物容积的替代,与第一静脉闭塞物质具有不同特性的用于更近侧地处理静脉的第二静脉闭塞物质也可以用作闭塞器。第二静脉闭塞物质首先展开以形成远侧静脉阻塞。然后,在导管向近侧收缩时,沿着处理部位的长度分配第一静脉闭塞物质。

[0047] 第二静脉闭塞物质可以为相对于第一静脉闭塞物质膨胀至较大容积、更加快速地硬化、和 / 或具有较短的聚合时间的例如胶或其它闭塞性媒介。在一些实施方案中,第二静脉闭塞物质可部分或完全地为生物可再吸收的。如果使用多个不同的静脉闭塞物质,则导管可被构造为具有两个或多个管腔以适应不同静脉闭塞物质的递送。可选择地,第一和第二闭塞物质可经由共同的管腔顺序地配置。

[0048] 当用作远侧闭塞器的静脉闭塞物质硬化以使得形成塞 500 以完全防止血液向远侧流动,如图 19 所示,可以取出导管 200,并且如上所述相同或不同的静脉闭塞物质 502 可以沿着待处理静脉分段的长度注射以闭塞其余的待处理静脉 400,而导管向近侧部分和完全地被取出,分别如图 20- 图 21 中所示。

[0049] 因此,依据本发明一种实现方式,展开导管 200 在进入部位处经皮导入静脉中,并且在静脉内经腔向远侧推进横穿处理区。诸如手动压缩的外部压缩施加以使在展开导管远侧的静脉塌缩并且形成第一闭塞。塞形成媒介的填塞物抵住第一闭塞的近侧从导管的远侧端被压出,以在静脉内形成闭塞性塞 500。外部压缩任选地可以被去除,或者可以在操作的整个过程中保持。导管 200 随后向近侧收缩,同时或者作为长流连续地或按分隔开的间隔间断地横穿处理区分配静脉闭塞物质 502,其中可以形成静脉内的与第一闭塞分隔开的第二闭塞,然后抵住第二闭塞的近侧导入媒介的第二填塞物。可以在沿着静脉的长度的任何位置向近侧施加外部压缩,从而确保使用静脉闭塞物质 502 完全填充静脉。在一些实施方案中,塞形成媒介的第二、第三或更多的填塞物按期望间隔更加向近侧逐渐地释放到静脉中,并且恰在导管如上所述释放塞形成媒介的点的远侧处施加外部压缩。导管 200 随后被取出,并且使用常规技术闭合进入部位。

[0050] 图 21A 示出了静脉 400,通过例如外部压缩在点 440 处向远侧压缩静脉 400 以形成第一闭塞。还示出了具有远侧端 201 的导管 200。在静脉中形成闭塞 440 之后,可以在导管 200 的远侧端 201 和闭塞 440 之间限定静脉 400 内的第一容积 V1,如图 21B 所示。诸

如在填塞物中具有第二容积 V2 的媒介随后可以从导管 200 的远侧端 201 注射到静脉 400 中。在一些实施方案中,(所注射的媒介的)第二容积 V2 至少约为(在闭塞和导管的远侧端之间的静脉的)第一容积 V1 的 100%、105%、110%、120%、125%、130%、140%、150%、175%、200%、250% 或更多,以使得媒介 V2 的向近侧推进的半月板向近侧穿过导管 200 的远侧端 201,如图 21C 所示。然后,向近侧取出导管 200,如图 21D 所示,并且可以诸如经由外部压缩形成更多的第二闭塞 440'。随后媒介可以注射以便在导管 200 的远侧端 201 和闭塞 440'之间在静脉 400 内形成比容积大的媒介 V2' 的容积,如图 21E 所示。根据期望的临床结果,随后可以重复该过程总共至少 2、3、4、5、6、7、8、9、10 或更多次。

[0051] 在一些实施方案中,如本文中描述的可以形成静脉中的闭塞。提供具有远侧开口和侧壁的展开导管。展开导管的远侧端可定位在静脉内的期望位置处。媒介随后可以在足以在导管的侧壁和静脉的壁之间围绕导管向近侧推进的容积中通过远侧开口导入。在一些实施方案中,足以在导管的侧壁和静脉的壁之间围绕导管向近侧推进的容积至少约为 0.05mL、0.1mL、0.2mL、0.3mL、0.5mL、0.7mL、0.8mL、1mL、1.5mL、2mL、3mL 或更大。

[0052] 远侧塞 500 可以由与静脉闭塞物质 502 使用的相同的材料的填塞物形成。可选择地,远侧塞 500 可以由比静脉闭塞物质 502 更快速聚合或者通过除了聚合之外的机理固化以形成闭塞性塞的材料形成。塞 500 可选择地由自膨胀预成型材料形成,诸如泡沫或编织或非编织的纤维基材料,塞 500 可诸如通过向远侧推进推线或利用静脉闭塞物质 502 的压力从导管向远侧位移。自膨胀泡沫或其它塞材料 500 可以为生物可吸收的材料,以使得长期植入不会留在身体中。

[0053] 展开导管 200 的近侧收缩可以稳定、连续的方式或以间断、阶式的方式来完成。类似地,在导管 200 向近侧收缩时,可以连续的方式完成静脉闭塞物质 502 的挤出。可选择地,可以在沿着处理区的长度的按预定或临床确定的距离分隔开的多个填塞物注射中分配静脉闭塞物质 502。静脉闭塞物质 502 的相邻注射容积之间的间隔可至少约为 0.5cm,至少约为 1cm,至少约为 2cm,在一些实现方式中,至少约为 4cm。该操作使得注射的静脉闭塞物质 502 的总容积最小化,同时沿着处理区的长度设置多个不同的接合点。

[0054] 本文还公开了除去诸如静脉的空心结构的方法,包括如下步骤:通过施加压力到空心结构的外部,减小空心结构在除去部位附近的内截面积;以及将导管放置到空心结构中并且将其推进到除去部位,其中除去部位紧靠近减小的截面积。随后可以在除去部位注射医用粘合剂。随后可以通过压缩空心结构的外部以在空心结构中形成闭塞来减小医用粘合剂在除去部位处的内截面积。例如,可以经由诸如超声波传感器、手动压力或装具的成像探针来实现压缩。医用粘合剂随后可以固化,在空心结构中形成闭塞。所述方法还可以包括在减小空心结构的内截面积之前识别除去部位的步骤。在一些实施方案中,在压缩之前从除去部位移除导管。

[0055] 借助于本文描述的任何方法和装置,可以使用各种静脉闭塞物质。在一些实施方案中,物质可以包括诸如氰基丙烯酸酯(例如,氰基丙烯酸辛酯)的粘合剂、和/或诸如高渗生理盐水、十四烷硫酸钠、铬酸盐甘油、四环素、滑石、博来霉素或乙氧硬化醇的硬化剂。在一些实施方案中,氰基丙烯酸酯可以为诸如烷基、环烷烃基、烯基或烷氧基烷基 2-氰基丙烯酸酯的脂族 2-氰基丙烯酸酯。在一些实施方案中,烷基组可以具有从 1 至 16 个碳原子,并且可以为 C1-C8 烷基酯或 C1-C4 烷基酯。一些可能的酯包括氰基丙烯酸的甲基、乙

基、n-丙基、异丙基、n-丁基、异丁基、戊基、己基、环己基、庚基、辛基、2-甲氧乙基和2-乙氧基乙基酯。可以使用的其它粘合剂包括诸如牛血清清蛋白 - 戊烯醛组合（例如，BIOGLUE、Cryolife、Atlanta、GA）的生物胶、PVA、Biogard、胶原、纤维蛋白原、纤连蛋白、玻璃蛋白、层粘连蛋白、凝血酶、明胶、上述的混合物或其它生物相容性粘合剂。在一些实施方案中，由例如一个或多个上述部件生成的泡沫可用于增强静脉的部分切除术和闭合。在考虑到期望临床结果的同时，还可以控制粘度和气泡混合。

[0056] 在一个实施方案中，所选的粘合剂将不会产生显著的热效应或显著的局部组织畸形效应，而是产生将在稍后的后操作期间内承受生理静脉压力的初始的脉管共同吸收 / 粘合。由于粘合剂将不会产生显著的热反应，不需要肿大性麻醉。在一些实施方案中，所选的粘合剂引发留下疤痕的发炎反应。发炎反应可导致随后畸形的大隐静脉或小隐静脉的永久性闭合。在一些实施方案中，在施加的最初短期间（例如，几秒或几分钟）之后所选的粘合剂硬化，因此可能不需要压缩长袜。通过所选的粘合剂，可对周围的神经或组织具有最小程度的危险或无危险。尽管递送给脉管中的目标部位的所选粘合剂的量将根据脉管自身的尺寸变化，在一些实施方案中，单次注射递送的粘合剂或其它静脉闭塞物质的量可以在约0.05mL至约0.9mL之间、在约0.05mL至约0.5mL之间、或在其它实施方案中在约0.1mL和约0.2mL之间。在一些实施方案中，在单次注射中递送的量可以大于约0.4mL、0.6mL、0.8mL、0.9mL、1mL或更多。在一些实施方案中，在单次注射中递送的量可以小于约0.8mL、0.6mL、0.4mL、0.3mL、0.2mL、0.1mL、0.05mL或更少。

[0057] 在一些实施方案中，氰基丙烯酸酯制备包含将诸如粘度、颜色、X-射线、不透度等期望特性赋予制剂所需的任何添加剂。下文进一步讨论诸如增稠剂和阻聚剂的添加剂的一些实施例。

[0058] 在一些实施方案中，所选的粘合剂还可以与增稠剂混合，增稠剂包括各种氰基丙烯酸酯聚合物、氰基丙烯酸酯齐聚物和生物相容性聚合物。生物相容性聚合物可以包括例如PLA、PLLA、PGA、PCL、PDLLA、PLDGA、PMMA、PET、尼龙、PE、PP或PEEK，并且在一些实施方案中生物相容性聚合物可溶解于氰基丙烯酸酯单体中。在一些实施方案中，增稠剂可以包括葡萄糖、糖、淀粉或水凝胶。在一些实施方案中，增稠剂还可以包括各种颗粒，颗粒的大小在约0.001微米至100微米之间的范围内。颗粒可以干燥的固态形式提供并且可以扩散到液态粘合剂中以使粘合剂在使用之前变稠。在一些实施方案中，颗粒包括上述生物相容性聚合物中的任一种，例如PLA、PLLA、PGA、PCL、PDLLA、PLDGA、PMMA、PET、尼龙、PE、PP、CAB和PEEK，而在其它的实施方案中，颗粒包括具有或不具有丙烯酸脂聚合物的硅材料。增稠剂能够在粘合剂流过导管到达目标部位时有助于为粘合剂提供适当的粘度。

[0059] 在一些实施方案中，所选的粘合剂还可以与一种或多种阻聚剂混合，阻聚剂可以为例如阴离子阻聚剂或自由基阻聚剂。阴离子阻聚剂可以包括诸如二氧化硫的可溶解性酸性气体或生物相容性酸，生物相容性酸包括但不限于醋酸、硫酸、磺酸、盐酸、磷酸、羧酸、硝酸或这些酸的组合。在一些实施方案中，酸的重量可以从0.01%至约10%，诸如重量在约0.01%至1%之间。自由基阻聚剂包括对苯二酚、t-丁酸儿茶酚、羟基茴香醚、丁羟茴香醚、丁羟甲苯。添加诸如生物相容性酸的一种或多种阻聚剂有助于改变粘合剂的固化速率，从而防止粘合剂过早粘附到导管上并且防止粘合剂在与静脉壁接合之前过早固化。在一些实施方案中，酸有助于延迟粘合剂的固化和 / 或聚合，从而防止胶粘附到导管的分段上。

[0060] 本领域技术人员将理解到,依据本文描述的实施方案可以使用粘合剂混合的多种合成物。在一个实施方案中,粘合剂的合成物包括从包含氰基丙烯酸酯聚合物、氰基丙烯酸酯齐聚物和生物相容性聚合物组成的组中选出的重量百分比从约 0.01 至约 50.0 的氰基丙烯酸酯聚合物、重量百分比从约 0.01 至约 50.0 的增稠剂,以及重量百分比从约 0.01 至约 10.0 的生物相容性酸。

[0061] 在一些实施方案中,粘合剂还可以包括治疗剂,诸如消炎剂、抗感染剂、麻醉剂、前炎剂、细胞增殖剂、或这些剂的组合。

[0062] 在一些实施方案中,诸如氰基丙烯酸酯粘合剂的医用粘合剂可以具有所选的特性。在一些实施方案中,医用粘合剂可以具有在约 5 秒至 60 秒之间的设定时间。医用粘合剂还可以具有约 40cp 至 3000cp 之间的粘度。在一些实施方案中,粘度可以至少约为 500cp,至少约为 1,000cp,至少约为 1,500cp,至少约为 2,000cp,至少约为 2,500cp 或更大。在一些实施方案中,粘度可以不大于约 2,000cp,不大于约 1,500cp,不大于约 1,000cp,不大于约 500cp,不大于约 300cp 或更小。本领域技术人员将理解到,粘合剂的类型不限于这些特定的特性,而且还可以应用具有不同特性的其它粘合剂。

#### [0063] 与静脉封闭系统相关的附加实施方案

[0064] 在附加的实施方案中,描述的静脉封闭系统不需要对射频装置或激光盒进行资本购买。提供了使用静脉封闭系统的简单且非创伤性方法,在一些实施方案中,该方法不需要应用肿大性麻醉或佩戴压缩长袜。患者对本文描述的静脉封闭系统的接受度和需求将比现有装置和技术高得多。

[0065] 在一些实施方案中,封闭系统包括两个主要组成部分。一个是静脉闭塞装置,其在超声波引导下精确地递送粘合剂到畸形隐静脉。另一个是独特的血管内粘合剂,其允许接合并且闭塞处于扁平、闭合位置的畸形隐静脉。在其它实施方案中,闭塞系统包括三个主要组成部分。第一个是静脉闭塞装置,其在超声波引导下精确地递送粘合剂到畸形隐静脉。第二个是独特的血管内粘合剂,其允许接合并且闭塞恰在处于扁平、闭合位置上的股浅静脉接合静脉远侧的隐静脉。第三个是硬化溶液,其允许接合并且闭塞其余的隐静脉以改变静脉从而使得防止其中的血液流动。

#### [0066] 静脉封闭装置

[0067] 在一些实施方案中,递送例如栓塞粘合剂的静脉闭塞物质的静脉封闭装置包括三个组成部分。第一个组成部分是外导管或导入鞘,其允许在精确超声波引导下从大隐静脉或小隐静脉中尽可能低的位置放置到隐静脉中。静脉封闭装置还被构造为用于将远侧尖端精确放置到待闭塞静脉中。在一些实施方案中,可获得多种尺寸范围的鞘,并且根据放置部位鞘包括 3fr-7fr 的 ID 和从 25cm 至 100cm 的长度。在一些实施方案中,鞘在超声波观察下是发生回波的,因此可以精确地放置到隐-股接合处的下方。鞘可以具有多个标度,以及测量标记,所述测量标记表示沿着鞘的增量,诸如 0.2cm、1cm、2cm 或 5cm 的增量。标度和标记有助于提供沿着隐静脉的精确、监测下的拉回运动。

[0068] 静脉封闭系统的第二部分是用于静脉闭塞物质或粘合剂的导入器或内导管。内导管可以为多种尺寸,诸如从 3fr-7fr,并且内导管包括约 25cm 至 100cm 之间的长度以匹配导入鞘的尺寸范围。在一些实施方案中,内导管可以比导入鞘长以允许内导管从导入鞘的远侧端延伸出。在一个实施方案中,内导管和导入鞘二者均由诸如 PFTE、聚四氟乙烯或为静脉

闭塞物质提供可忽略（如果有）粘结力的类似聚合材料的材料制成。在一些实施方案中，内导管具有辅助通过导入鞘进行推进的回波发生尖端。内导管可以通过诸如路厄旋转锁或其它锁定机构附接至导入鞘。内导管在其远侧端处从导入鞘突出近似 0.5–10cm，并且由于其回波发生尖端在超声波下是可见的。内导管用于精确地递送静脉闭塞物质到静脉中，以用于将静脉接合并且闭塞成扁平构造。在一些实施方案中，外导管和 / 或内导管可以与注射管耦合或从注射管延伸出，所述注射管被设计成分配静脉闭塞物质。

[0069] 喷胶枪和接合器

[0070] 静脉封闭系统的第三部分是附接至内导管的喷胶枪或其它粘合剂导入装置。在一些实施方案中，粘合剂导入装置为手动液体分配器，其能够可控地且精确地将粘合剂分配到脉管中。一种这样的分配器枪公开在授予 Gruendeman 等人的美国专利 No. 6, 260, 737 中，该专利的全部内容通过引用并入本文。下文更加详细地讨论喷胶枪的其它实施方案。

[0071] 提供了涉及静脉闭塞物质分配器接合器的另外的实施方案，诸如喷胶枪和相关的部件。在一些实施方案中，提供喷胶枪，其通过接合器与分配导管或注射管匹配地附接。接合器可以有利地在进行正确消毒的同时转接例如常规的医用用途的工业用喷胶枪，诸如本文中描述的。

[0072] 图 22–32 示出了根据本发明的一些实施方案的喷胶枪系统，所述喷胶枪系统被构造为辅助分配静脉闭塞物质。图 22 示出了根据一个实施方案喷胶枪和接合器系统的侧视图，所述系统包括接合器 1、喷胶枪 2 和柱塞 3。接合器 1 包括接合器锁端 4，接合器锁端 4 具有轴环或凸缘 25，轴环或凸缘 25 允许接合器 1 经由保持段 33 固定到喷胶枪 2 上。接合器 1 进一步包括注射管锁端 5，注射管锁端 5 允许将接合器 1 固定到注射管 36 上。

[0073] 喷胶枪 2 包括手柄 31 和拉式扳机 12。拉式扳机 12 与喷胶枪 2（图 33 和图 34 中示出并且下文进一步描述）和柱塞 3 的内部机构结合使用，以便通过注射管 36 提供静脉闭塞物质的受控分配。

[0074] 柱塞 3 包括固体横杆状分段，其从喷胶枪 2 的主体外部延伸出并且通过喷胶枪 2 的内主体。柱塞 3 包括与弹簧爪机构（图 34 中显示）协同工作以锁定柱塞 3 的位置并且提供胶的受控分配的齿。柱塞 3 的远侧端与注射管 36 的近侧端形成接触以使柱塞 3 能够推动注射管以分配诸如粘合剂的静脉闭塞物质。

[0075] 图 23 示出了图 22 中的接合器 1 的立体图。接合器 1 包括接合器锁端 4、注射管锁端 5、保持槽 6 和空心主体 7。

[0076] 接合器锁端 4 包括在旋转时可容纳到分配器枪的保持分段中的一个或多个轴环或凸缘 25。接合器锁端 4 被构造为使得在接合器 1 旋转时凸缘 25 容纳并且紧固到保持分段 33 中。另外，接合器锁端 4 包括开口或槽（图 25 中显示），柱塞 3 的远侧端可通过所述开口或槽插入。

[0077] 注射管锁端 5 包括用于容纳注射管 36 的保持槽 6 和柱塞 3 可通过其中的开口 41。如图 23 所示，保持槽 6 的形状类似于筒翼。为了将注射管紧固到注射管锁端 5，注射管的近侧端可被导入保持槽 6 中。在一些实施方案中，注射管的近侧端可以为筒翼形状以使得当注射管被导入注射管锁端 5 时注射管与保持槽 6 的壁 34 形成接触。注射管随后可以旋转以使得其牢固地容纳到保持槽 6 中。本领域技术人员将理解到，保持槽 6 和注射管的近侧端不需要具有相似的形状。保持槽 6 也不一定为筒翼形状；只要保持槽能够在注射管旋转

和紧固之前容纳注射管端,任何形状都是适合的。

[0078] 接合器 1 的空心主体 7 被设计成当注射管柱塞在注射过程中大致沿着空心主体 7 的纵轴线横向移动时容纳注射管柱塞 3。在一些实施方案中,接合器的空心主体 7 的长度在 2 英寸至 5 英寸之间。空心主体可以为圆形、椭圆形或适合于容纳柱塞 3 的任何其它形状。在一些实施方案中,空心主体 7 的直径可以在 0.5 英寸至 1.1 英寸之间。

[0079] 图 24 示出了图 22 中的接合器 1 的前立体图,包括开口 41,可以通过开口 41 容纳柱塞 3。还显示了注射管锁端 5 的壁 34。壁 34 定形为使得在注射管最初进入注射管锁端 5 时注射管 36 的表面被放置为与壁 34 相接触。在注射管 36 旋转时,注射管 36 可以锁定到保持槽 6 中的适当位置上。

[0080] 图 25 示出了图 22 中的接合器 1 的后立体图,包括接合器锁端 4 和可容纳在分配器枪 2 的保持分段 33 中的凸缘 25。还示出了孔或开口 9,在静脉闭塞物质注射过程中柱塞 3 可以穿过孔或开口 9。

[0081] 图 26 示出了接合器 1 及其空心主体 7 的截面图。从该视图中可以看到接合器 1 具有至少两个分离的直径,内径(形成在与空心主体 7 的开口处)和外径(形成在空心主体 7 自身中)。在一些实施方案中,内径在 0.5 英寸至 0.9 英寸之间,而外径在 0.7 英寸至 1.1 英寸之间。

[0082] 图 27 示出了根据另一实施方案的喷胶枪系统的侧视图,喷胶枪系统包括接合器 1、喷胶枪 2 和柱塞 3。该系统包括接合器锁端 4 和附接有注射管 36 的注射管锁端 5。与图 22 中的系统相比较,图 27 中的喷胶枪系统不包括具有放置到枪 2 的保持分段中的暴露轴环或凸缘的接合器锁端 4。而是,接合器锁端 4 包括与喷胶枪 2 配合且在最终装配好时保持不暴露的凸缘 25(图 29 中显示)。

[0083] 图 28 示出了图 27 的喷胶枪和接合器系统的侧视图,该系统包括接合器 1、喷胶枪 2、柱塞 3,另外包括递送导管 200。在一些实施方案中,递送导管 200 包括围绕内导管的外导管。递送导管 200 从注射管 36 的远侧尖端延伸出并且被设计成提供到达脉管内部内的目标部位的通路。

[0084] 图 29 示出了图 27 中的接合器 1 的立体图,接合器 1 具有接合器锁端 4、注射管锁端 5、空心主体 7 和位于接合器锁端 4 附近的装配凹口 8。装配凹口 8 能够容纳位于喷胶枪 2 上的可匹配轴环或凸缘,在接合器旋转时轴环或凸缘将接合器 1 锁定到喷胶枪 2 上。

[0085] 图 30 示出了图 27 的接合器 1 的前立体图,接合器 1 包括注射管锁端 5。还示出了位于注射管锁端 5 上的开口 41。在一些实施方案中,被构造为容纳分配器柱塞 3 的开口 41 为 T 形,但是也可以为单个狭缝、“I”、弓形或其它形状的开口。T 形开口 41 的优点在于,其能够为通过注射管锁端 5 容纳的分配器柱塞 3 提供更好的引导,这是由于 T 形开口提供了柱塞 3 移动的沿着“T”形的特定路径。T 形还能够为柱塞 3 增加强度(例如在纵向上),用于更加有效的分配。T 形还可以为柱塞 3 增加沿横向的稳定性以增强其屈曲强度,从而在分配高粘度材料的过程中柱塞 3 不易于屈曲。

[0086] 图 31 示出了图 27 的接合器 1 的后立体图,接合器 1 包括接合器锁端 4。接合器锁端 4 包括与注射管锁端 41 中的 T 形开口 41 类似的其自身的 T 形开口 9,分配器柱塞 3 可以穿过 T 形开口 9。

[0087] 图 32 示出了图 27 的接合器 1 及其空心主体 7 的截面图。接合器 1 包括中央管腔

7, 中央管腔 7 具有打开的近侧和 / 或远侧端并且被设计成允许注射管柱塞 3 在注射过程中移动通过。接合器 1 还可以任选地包括限定在壁 70 和 72 之间的一个、两个或多个侧管腔 10, 侧管腔 10 能够为接合器 1 提供减轻的重量, 这在一些情形下是有益的。在一些实施方案中, 侧管腔 10 限定闭合的自由空间容积, 所述自由空间容积至少约为壁 70、72 之间的总封闭容积的 10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80%、90% 或更多。通过为接合器提供减轻的重量, 使得可以改进操纵性、减轻的重量以及制造目的的成本效益。在其它实施方案中, 接合器 1 可以包括从接合器 1 中去除或切除以提供额外的重量减轻的除了第二空心空间 10 之外的区域。

[0088] 图 33 示出了装配之前的接合器 1 和喷胶枪 2。在一些实施方案中, 喷胶枪 2 包括延伸部 66, 延伸部 66 封闭用于容纳接合器 1 的接合器锁端 4 的开口空间 67。尽管接合器锁端 4 放置到开口空间 67 中, 喷胶枪 2 的延伸部 66 封闭接合器 1 的装配凹口 8, 从而在接合器 1 和喷胶枪 2 之间形成紧固连接, 如图 34 所示。

[0089] 图 34 示出了在装配之后的图 33 的接合器 1 和喷胶枪 2。在装配中包括在喷胶枪的空心主体 17 内的为带有齿 16 的柱塞 3、止挡件 11 包括弹簧销 13 和弹簧爪 14 的弹簧机构 15、柱塞释放按钮 18、浮动夹持器 19、柱塞袋 20 和弹簧挡板 21。

[0090] 如图 34 所示, 组件包括喷胶枪 2, 喷胶枪 2 具有用于控制从枪分配胶的扳机 12。喷胶枪的扳机 12 通过作为弹簧机构 15 的部分的弹簧销 13 与枪主体一体形成。弹簧机构 15 还包括弹簧爪 14, 弹簧爪 14 被设计成与柱塞 3 的齿 16 相互作用以精确地锁定柱塞的位置。弹簧爪 14 的移动由扳机 12 控制。在按压或藉动扳机时, 弹簧爪 14 被调节以允许柱塞 3 的一个或多个齿 16 向前移动而通过接合器 1 并且挤压注射管 (未显示) 以分配胶或粘合剂。为了防止在击动扳机之后柱塞 3 向后移动, 设置浮动夹持器 19, 浮动夹持器 19 与柱塞 3 咬合以便通过摩擦力阻止向后移动。柱塞袋 20 可允许浮动夹持器 19 在袋中移动 (向前和向后)。在柱塞 3 向前移动期间, 浮动夹持器 19 与由柱塞袋 20 辅助的柱塞 3 (由于二者之间的摩擦) 一起移动。在扳机被释放并且柱塞 3 (与浮动夹持器 19) 向后移动之后, 柱塞袋 20 设定柱塞 3 移动的极限。柱塞释放按钮 18 允许柱塞 3 和弹簧爪 14 之间的分离。推动柱塞释放按钮 18 将使弹簧爪 14 向下移动并且从弹簧爪 14 释放柱塞 3。然后, 柱塞 3 将沿向后的方向或向前的方向自由移动。

[0091] 为了限制弹簧机构 15 的效果并且限制柱塞齿 16 的向前位移, 弹簧机构 15 伴随有止挡件 11。止挡件 11 用作弹簧机构的移动的物理壁垒, 从而对胶或粘合剂的分配提供较大程度的控制。

[0092] 图 35 为示出枪空心主体 17 的喷胶枪 2 的前视图。在枪空心主体 17 内的机构中包括柱塞 3, 柱塞 3 由于枪扳机的拉动而在空心主体内移位。

[0093] 图 22-35 中描述的喷胶枪系统的实施方案被设计成递送精确量的粘合剂或类似的静脉闭塞物质并且与上文描述的方法一起使用。通过对静脉闭塞物质的分配提供较大程度的控制, 诸如通过使用包括弹簧爪 14 的弹簧机构 15 和止挡件 11, 喷胶枪系统可以连续地或按离散可注射量 (例如, 每次注射 0.1ml 至 1.0ml) 递送静脉闭塞物质, 从而有利地降低递送系统的过流和和返回堵塞的风险。静脉闭塞物质的量可取决于静脉的尺寸、压缩压力和周围环境。喷胶枪允许从导管中挤出或排出确切增量的粘合剂。这使得可以在沿其长度的多个部位处密封关闭静脉。

[0094] 可展开闭塞装置

[0095] 现在描述与包括可展开闭塞装置的静脉闭塞系统的组成部分有关的实施方案。图 36 示意性地示出了根据本发明的一个实施方案可用于静脉闭塞系统中的组成部分。系统可以包括：例如，可展开闭塞装置 100，其用于插入静脉内的期望位置中；导管 200，其可以为管状构件，用于递送闭塞装置 100 以及用作的递送用于封闭静脉的一种或多种物质的管道；以及注射器 300，其可与导管 200 配合并且经由导管将物质推入静脉中。

[0096] 图 37A-37D 示出了根据本发明的一个实施方案的脉管闭塞装置 100 的一个实施方案的各个视图。尽管本文详细说明闭塞装置的一些特定实施方案，本领域技术人员将理解到，各种闭塞装置中的任一种可用于本发明的系统中。在一些实施方案中，闭塞装置可以从用于经腔推进到展开部位的第一减小截面构造转换成用于闭塞静脉的第二径向放大或横向放大构造。从减小构造到放大构造的转换可以大致径向对称的方式或以椭圆或平面的方式完成，两种方式中的每种可以获得实现配置有装置的诸如静脉的管状结构的局部封闭的结果。然而，在一些实施方案中，闭塞装置 100 可以为静脉闭塞物质，例如，胶的填塞物，如下文进一步描述。

[0097] 可以各种方式实现闭塞装置的转换，诸如通过解除沿放大构造的方向被偏置的框架上的约束。可选择地，闭塞装置可在作用力下转换成放大构造，例如通过轴向缩短以实现径向膨胀。作为另一可选方案，根据期望的临床表现，与本发明的系统一起使用的闭塞装置可以包括可拆除的充气气球、开放式单元泡沫或闭合式单元泡沫、海绵、具有随机或预定图案的栓塞线圈网或其它结构。闭塞装置可以设置有用于啮合脉管壁的一个或两个或多个组织锚定器或倒钩、或诸如经粗糙化处理或粘合剂表面的其它抗迁移表面特征、和 / 或足以抑制迁移的方式用于与脉管壁接触的提高的表面积。

[0098] 图 37A 为闭塞装置 100 的立体图，闭塞装置 100 包括框架部 102 和阻挡部 106。显示闭塞装置在诸如导管 200 内处于用于递送的减小的、低交叉轮廓构造。如图所示的框架部 102 具有近侧端 103 和远侧端 105，并且可以包括如图所示的至少 2 个或 3 个或 6 个或 8 个或更多的互连支柱 106。

[0099] 框架 102 可以根据期望的临床结果而具有各种壁模式，或者在一些实施方案中具有连续的侧壁。在图示的实施方案中，壁模式包括大致正弦曲线构架，所述构架包含由多个支柱 114 相互连接的多个朝向近侧的顶点 112 和远侧的顶点 110。这可从例如图 39B 中清楚地看到。

[0100] 框架部 102 可以由诸如不锈钢的金属或诸如镍钛诺或埃尔吉洛伊非磁性合金的形状记忆材料制成。然而，在一些实施方案中，框架部 102 可以由形状记忆聚合物或生物可降解材料制成，例如，诸如聚-L-交酯 (PLLA) 的聚 (阿尔法 - 羟基烃酸)；聚-D-交酯 (PDLA)，聚乙交酯 (PGA)、聚二氧六环酮、聚己酸内酯、聚葡萄糖酸钙、聚乳酸 - 聚氧化乙烯共聚物、变性纤维素、胶原、聚 (羟基丁酸酯)、聚酐、聚磷酸酯、聚 (氨基酸) 或相关的共聚物。在一些实施方案中，框架部 102 可以为激光切割成的管。如果框架部 102 为生物可降解的，则框架部 102 可被构造为根据期望的临床结果和静脉闭塞物质的性质（例如，胶的硬化时间或聚合时间）而在一定时间段内完全降解，例如小于约 1 年、6 个月、3 个月、1 个月、2 周、1 周、3 天、1 天、12 个小时、6 个小时、3 个小时或更短。

[0101] 阻挡部 104 可被定尺寸、定形并且通过各种方式附接至框架 102 以使得当处于扩

大构造配置到血管中时闭塞装置 100 防止血液流过脉管。在一些实施方案中，阻挡部 104 经由缝合线、粘合剂、夹子或其它形式的联接方式与框架 102 耦合。阻挡部 104 可由适合于闭塞脉管的任何适当的生物相容性材料制成，诸如网。在一些实施方案中，阻挡部 104 可以由镍钛诺、埃尔吉洛伊非磁性合金、尼龙、TFE、PTFE、ePTFE、腹膜、肠下层、粘膜下层或其它合成膜或生物膜。可用于框架部 102 和阻挡部 106 二者的其它材料可在例如授予 Paul 等人的美国专利公开 No. 2007/0292472A1 中找到，该公开的全部内容通过引用并入本文。

[0102] 图 37B 示出了图 37A 中所示的闭塞器的侧视图。图 37C 示出了通过图 37B 的线 A-A 的截面，显示了阻挡部 104 以及框架部 102。图 37D 为图 37A-37C 中示出的装置的端视图。

[0103] 尽管上述闭塞装置 100 描述为具有框架部 102 和阻挡部 104，防止血液流过脉管管腔的其它各种闭塞装置也在本发明的范围之内，诸如塞子、海绵、线圈、粘合剂、前凝血剂等。

[0104] 在图 37A-37D 中所示的实施方案中，当处于压缩构造时的框架的轴向长度通常在从约 5mm 至约 30mm 的范围之内，或者在一些实施方案中在从约 10mm 至约 20mm 的范围之内。当压缩到导管内时框架的外径通常不大于约 8 法兰西，并且在一些实施方案中优选地不大于约 4 法兰西。当不受约束膨胀时闭塞装置的最大外径通常在从约 2mm 至约 16mm 的范围之内，或者在一些实施方案中在从约 4mm 至约 12mm 的范围之内。

[0105] 图 38A-38D 图示了处于展开构造的图 37A-37D 中的闭塞装置 100。如上所述，闭塞装置 100 可由形状记忆材料制成，以便于装置从减小构造到扩大构造的自膨胀。在其它实施方案中，装置 100 为可通过气球膨胀。如图所示，装置 100' 的近侧端 103 的直径膨胀为大于远侧端 105 的直径，从而啮合脉管壁并且闭塞脉管。在一些实施方案中，近侧端 103 的直径膨胀至至少约为处于未展开构造的其直径的 110%、120%、130%、140%、150%、200% 或更大。在一些实施方案中，装置 100 包括诸如在其近侧端 103 上的用于将装置 100 保持在脉管壁中的一个或多个保持结构。在一些实施方案中，设于多个倒钩或其它锚定器，用于啮合相邻的组织以将闭塞装置 100 保持在其植入的位置上并且限制组织和闭塞装置 100 之间的相对移动。锚定器设置在一个装置 100 上。锚定器设置在一个或多个支柱 106 或框架 14 的其它部分上。在一些实施方案中，每个支柱、每个第二支柱或每个第三支柱分别设置有一个或两个或更多的锚定器。锚定器可以为倒钩、钩钉或用于将闭塞装置 100 紧固到脉管壁上的其它适合构造的形式，如下面图 40 中更加详细图示。

[0106] 图 39A-39B 图示了处于未展开构造（图 39A）和展开构造（图 39B）的上文结合图 2A- 图 3D 描述的递送装置的框架部 102 的实施方案，为了清晰省略了阻挡部 104。

[0107] 图 40 为处于膨胀构造且植入脉管 400 内的闭塞装置 100 的侧截面图。如前面描述的，闭塞装置 100 具有近侧端 103、远侧端 105，以及用于限制闭塞装置 100 和脉管壁 400 之间的相对移动的一个或多个锚定器 112。装置 100 可以根据期望的临床结果而具有任何数量的锚定器，诸如至少 1 个、2 个、3 个、4 个、5 个、6 个、或更多的锚定器。

[0108] 图 41 为诸如图 40 中图示的并且在递送导管 200 内处于未展开构造的闭塞装置 100 的纵向截面图。递送导管 200 包括内导管构件 204 和外导管构件 202。闭塞装置位于外导管构件 202 的管腔内。内导管构件 204 相对于外导管构件 202 的相对移动，诸如外导管构件 202 相对于内导管构件 204 的缩回或相对于外导管构件 202 向远侧推动内导管构件

204 可有利于闭塞装置 100 在脉管 400 内展开。内导管构件 204 可以包括同心管、推式丝线或能够传输展启动力的其它结构。

[0109] 如图所示的闭塞装置 100 可释放地附接至分离机构 120，所述分离机构 120 允许在展开之前缩回且重新定位闭塞器构件。分离机构 120 可以为提供例如机械分离、化学分离或电解分离的可释放分离的各种机构中的任一种。机械式分离机构的一些实施例包括勒除器、缝合圈、夹子等。导管的近侧端优选地包括用于与注射管耦合的路厄旋转锁或类似机构或用于将静脉闭塞物质插入静脉中的其它注射器。

[0110] 在一些实施方案中，在闭塞装置展开之后，例如硬化剂的静脉闭塞材料被注射到静脉中。静脉闭塞材料的用途可为部分或完全地毁灭作为静脉管腔的衬里的内皮细胞，暴露静脉内的内皮下胶原纤维，并且最终形成纤维索。在静脉的衬里被破坏之后，可利用患者佩戴的压缩长袜迫使静脉闭合。经过一定时间，被破坏的静脉在其自身形成完全闭合的静脉时留下疤痕。优选地，内皮损伤尽可能地完全，因为否则的话血栓将形成并且经腔分层。展开的闭塞装置 100 的存在有利地防止向远侧经过闭塞装置 100 的静脉闭塞物质的远侧栓塞。可以根据期望的临床结果而使用任何静脉闭塞材料。

[0111] 可以使用各种静脉闭塞物质。在一些实施方案中，物质诸如氰基丙烯酸酯（例如，氰基丙烯酸辛酯）的粘合剂、和 / 或硬化剂，诸如高渗生理盐水、十四烷硫酸钠、铬酸盐甘油、四环素、滑石、博来霉素或乙氧硬化醇。可以使用的其它粘合剂包括诸如牛血清清蛋白 - 戊烯醛组合（例如，BIOGLUE、Cryolife、Atlanta、GA）。在一些实施方案中，由例如上述组成部分中的一种或多种生成的泡沫可用于增强静脉的脱离和闭合。还可以考虑到期望的临床结果来控制粘度和气泡混合度。例如荧光检查、CT 或 MRI 的超声波或其它成像模态可用于观察和控制静脉闭塞物质的分布。在一些实施方案中，静脉闭塞物质内的泡沫或其它微小气泡还可用作超声波对比。还可以使用的用于静脉封闭的制剂、方法和装置的另外的实施例在例如授予 Foley 的美国专利 No. 4,039,665、授予 Garrido 等人的美国专利 No. 5,676,962、授予 Osman 等人的美国专利 No. 6,572,873、授予 Leu 的美国专利 No. 6,726,674、授予 Lary 等人的美国专利 No. 7,314,466，以及授予 Mangin 的美国专利公开 No. 2003/0206864 中进行了描述，所有专利文献的全部内容通过引用并入本文。在一些实施方案中，可以使用在常规超声波下可见的氰基丙烯酸酯基回波发生粘合剂来实现本发明。

[0112] 图 42-44 示出了由于内导管 204 相对于外导管 202 的相对移动引起的处于变化的展开阶段的闭塞装置 100（为了清晰起见未显示阻挡部 104）的截面。

[0113] 使用本文描述的系统和方法对周围的神经或组织具有很小的损伤风险或不具有损伤风险，因为无需进行不必要的过处理就能够清楚地识别出处理脉管的长度。这可与需要例如将导管放置在可与隐静脉并置的神经之上的其它许多操作进行对比。

[0114] 静脉封闭系统允许对诸如畸形回流曲张静脉的静脉进行简单的处理。静脉封闭系统包括递送系统和独特血管内粘合剂。与现有处理相比，该操作创伤小、疼痛轻、更加有效且易于康复。

[0115] 尽管在一些实施方案和实施例的背景下公开了本申请，本领域技术人员应当理解的是，本申请延伸越过特定公开的实施方案到其它可选的实施方案和 / 或应用的使用及其明显的修改和等同布置。另外，技术人员将理解到可使用任何适当的装置来执行上述方法中的任一种。此外，可以在本文阐述的所有其它公开的实施方案中使用与实施方案相结合

的本文任何特定特征的公开。因此，目的在于本文公开的本申请的范围不应当受上文描述的特定公开的实施方案限制。

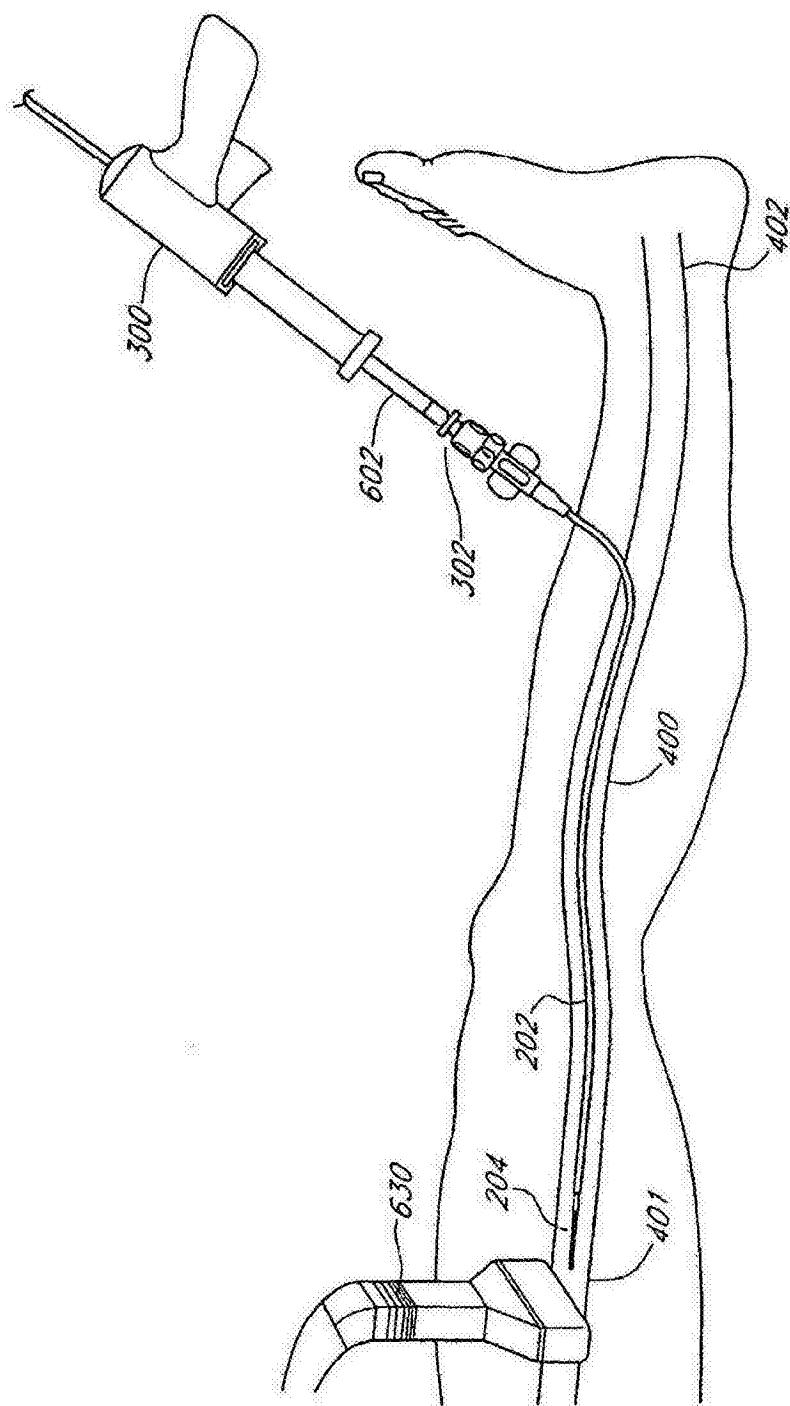


图 1

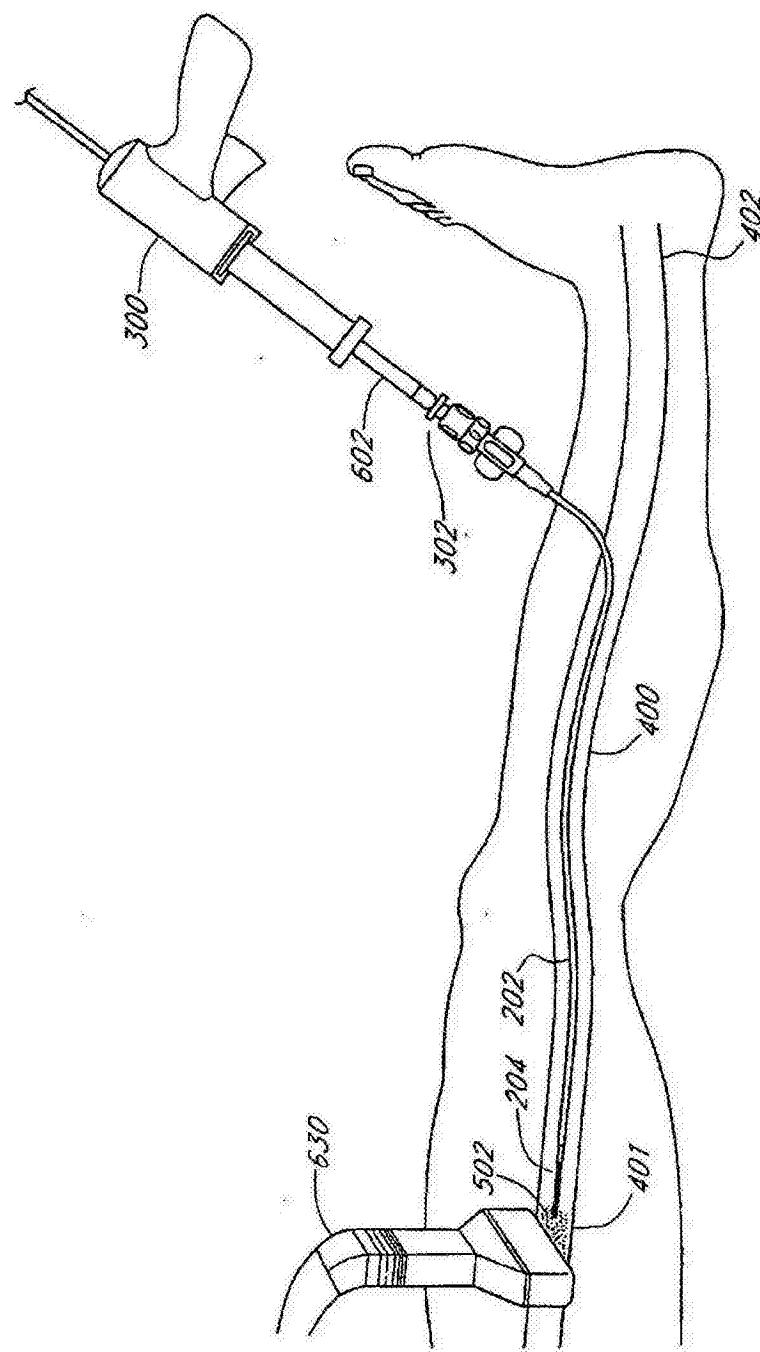


图 2

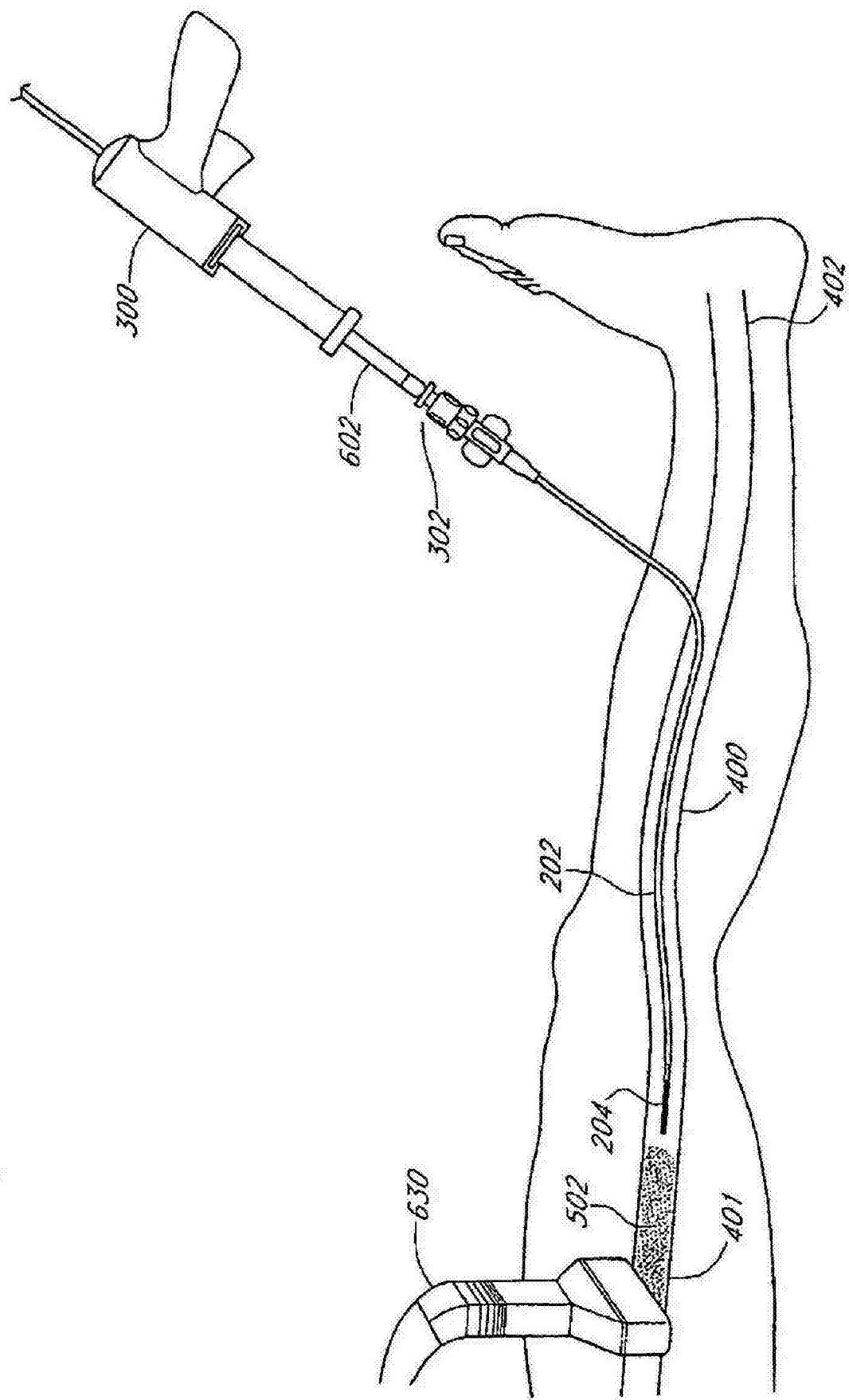


图 3

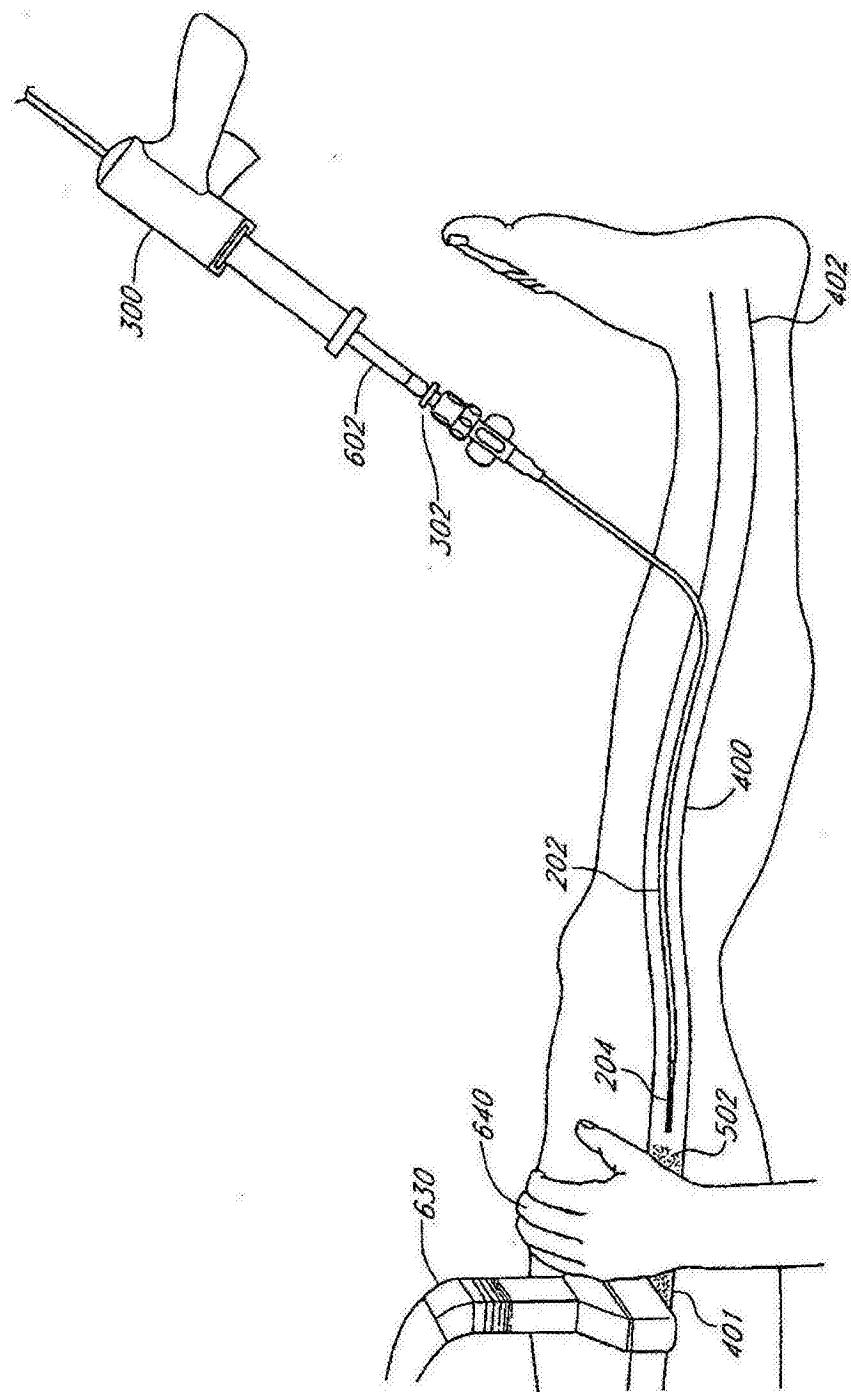


图 4

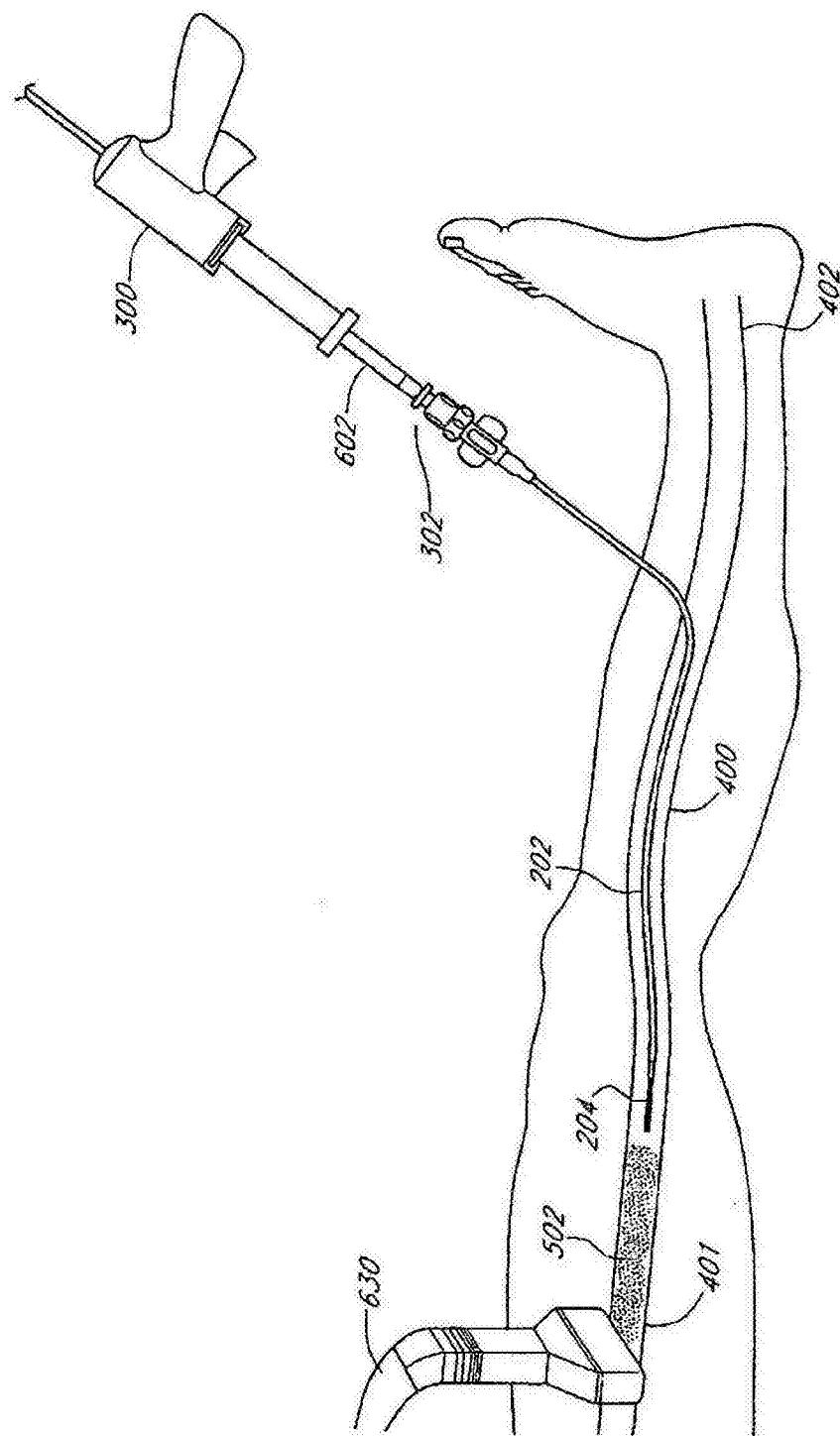


图 5

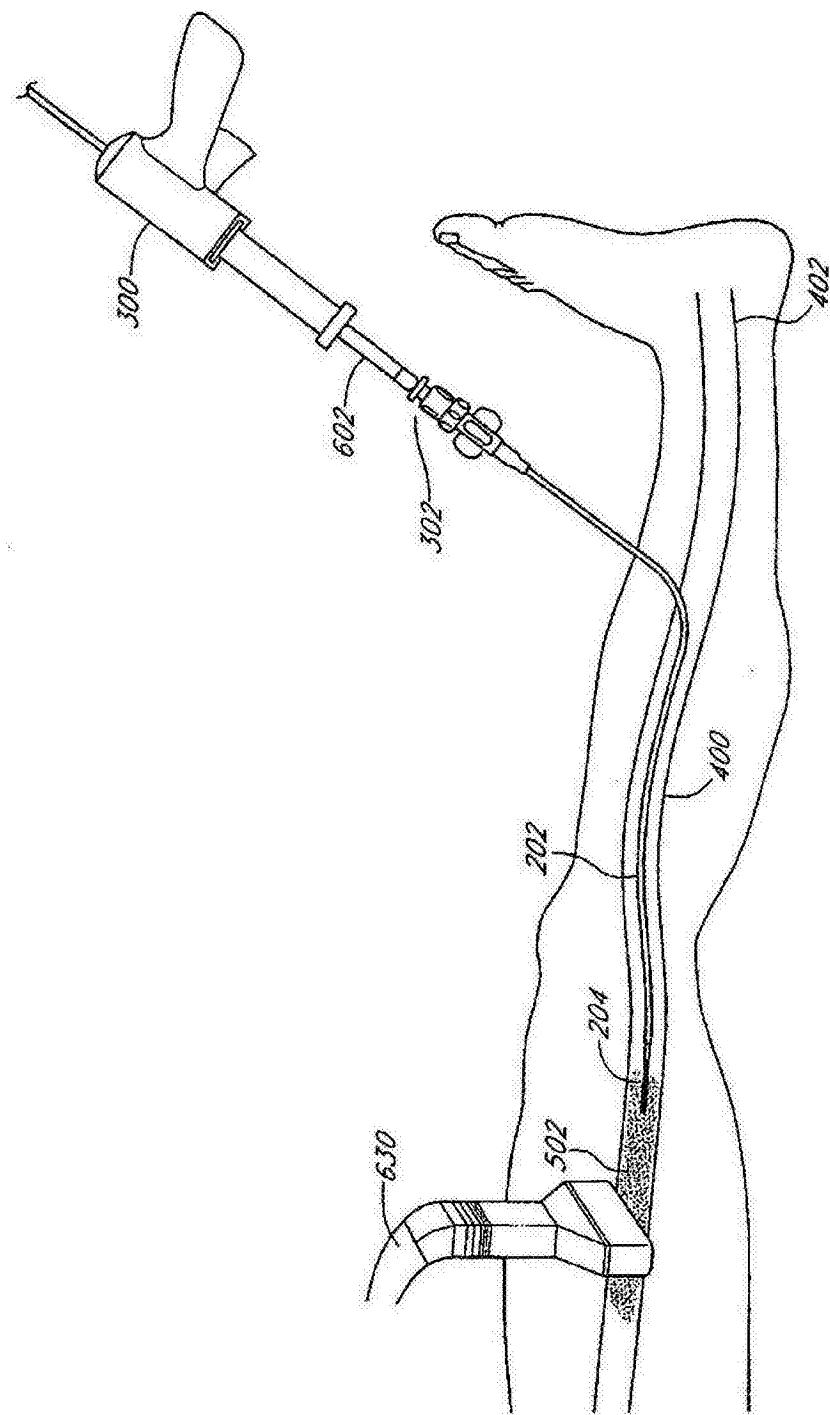


图 6

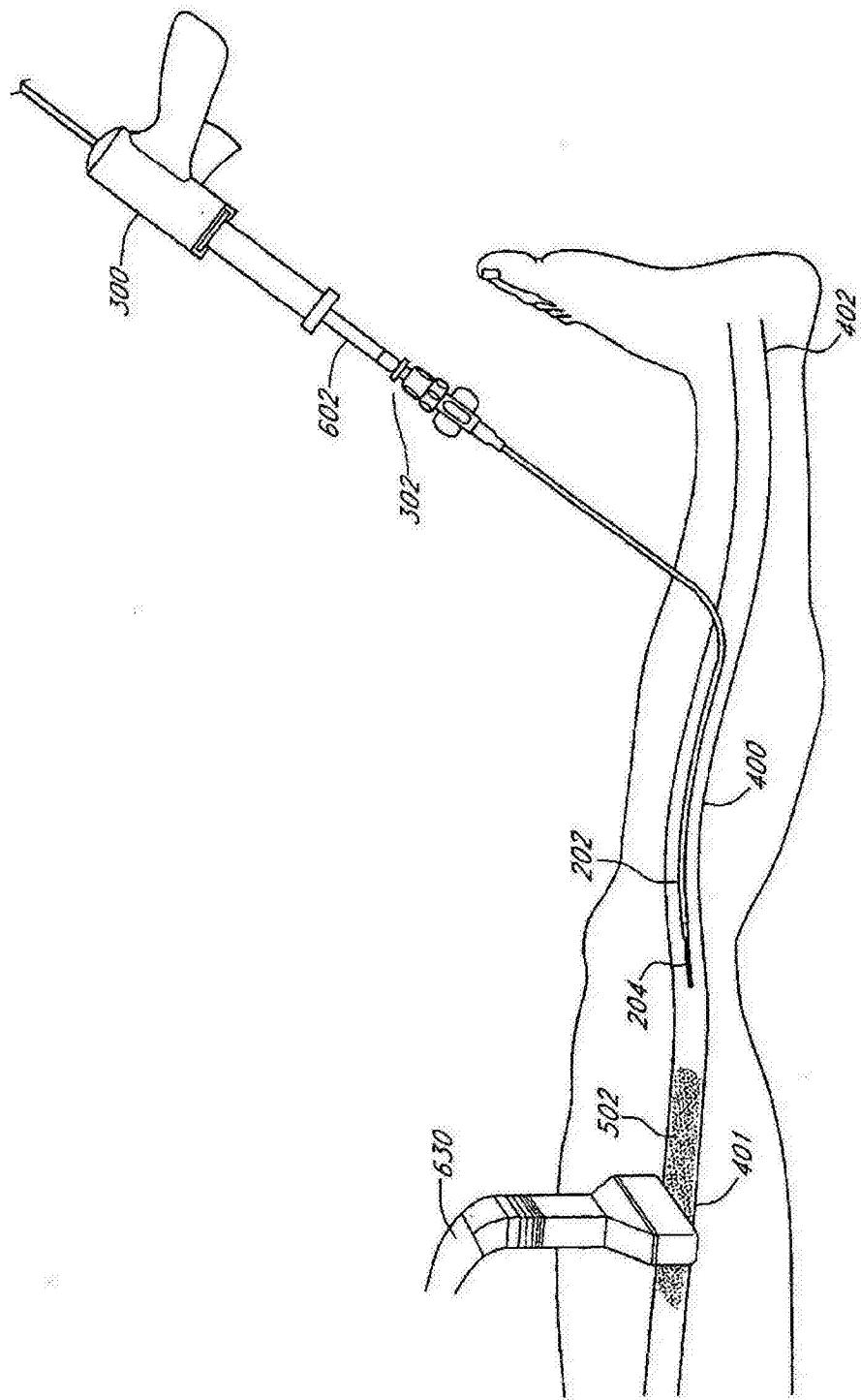


图 7

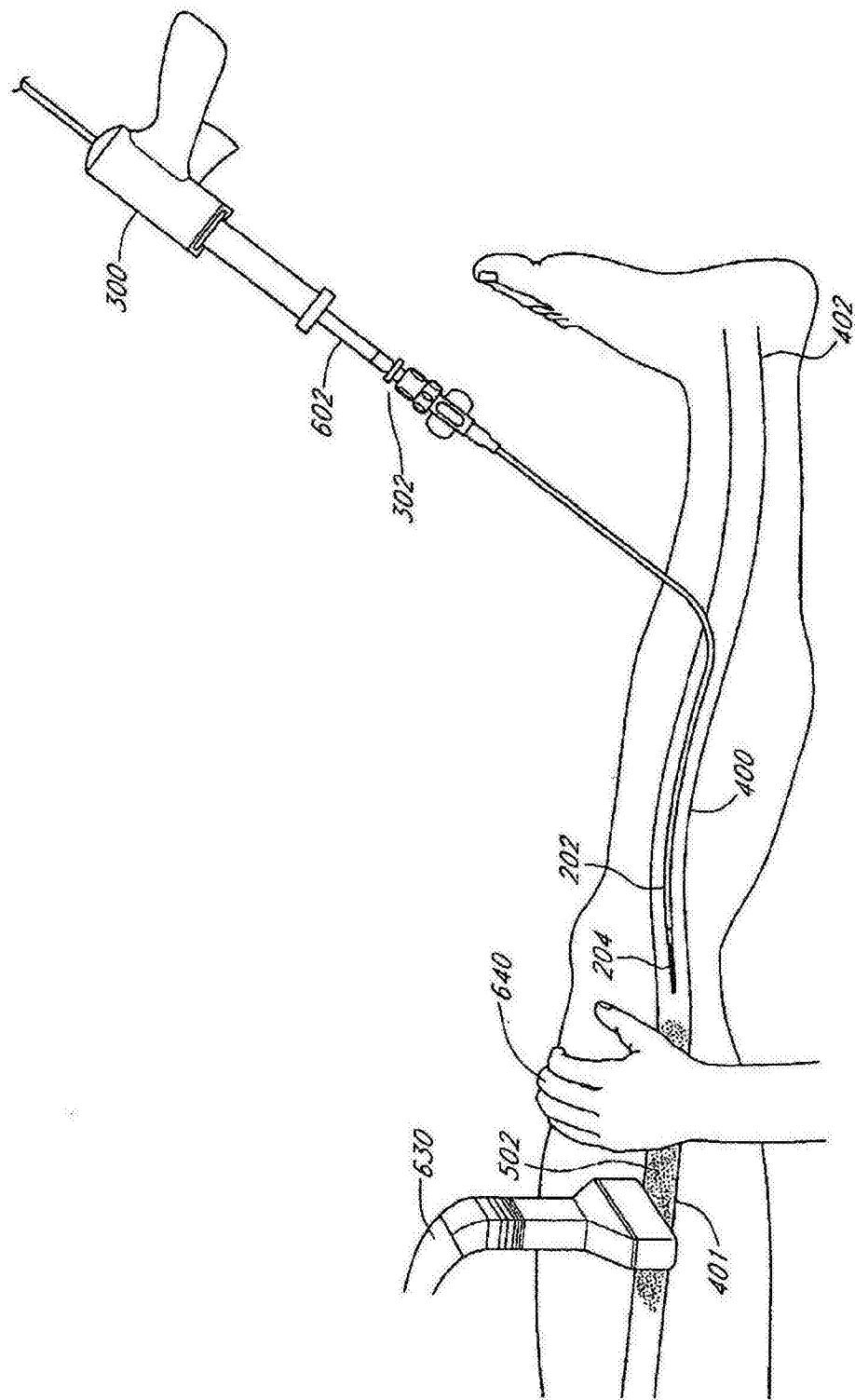


图 8

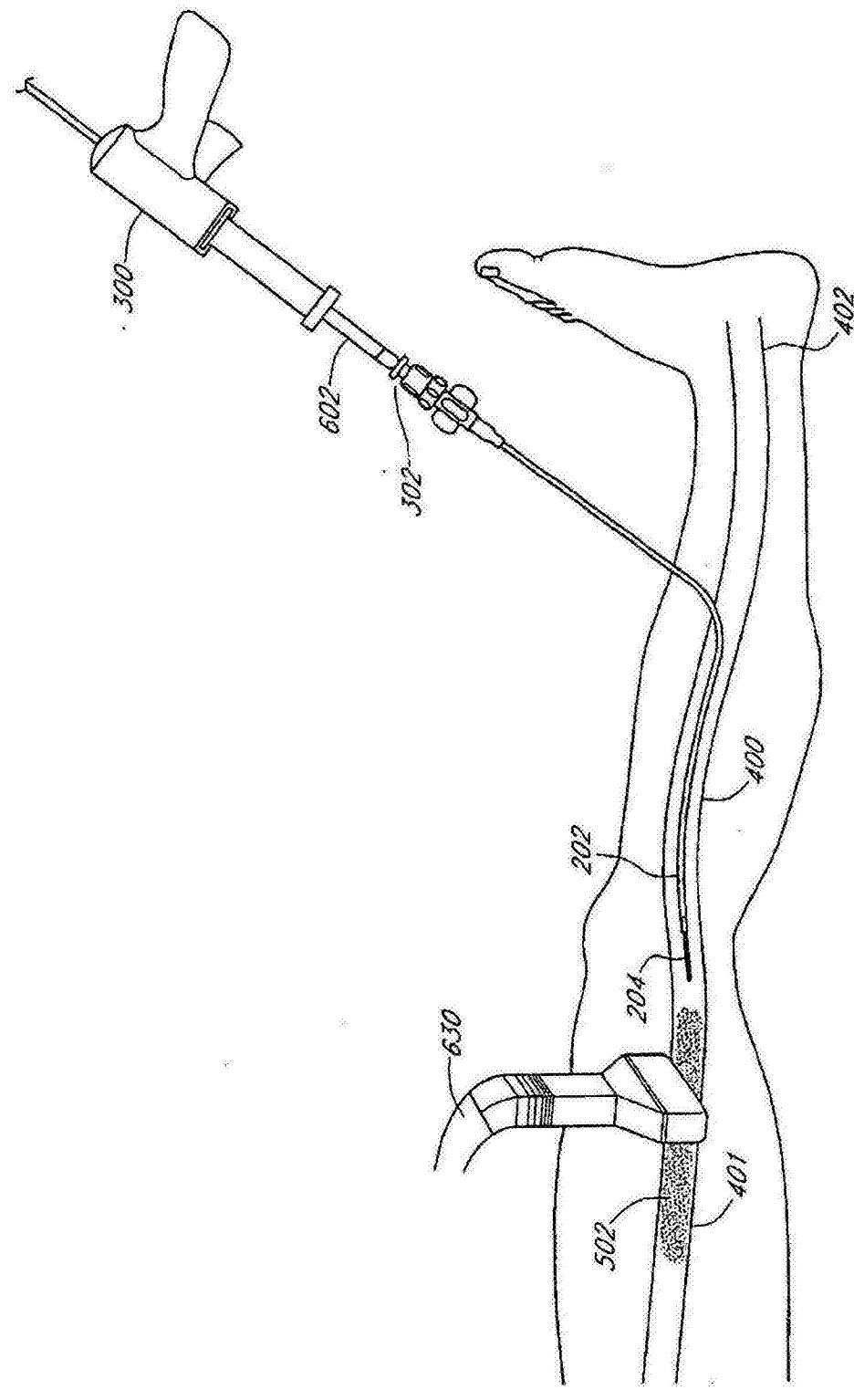


图 9

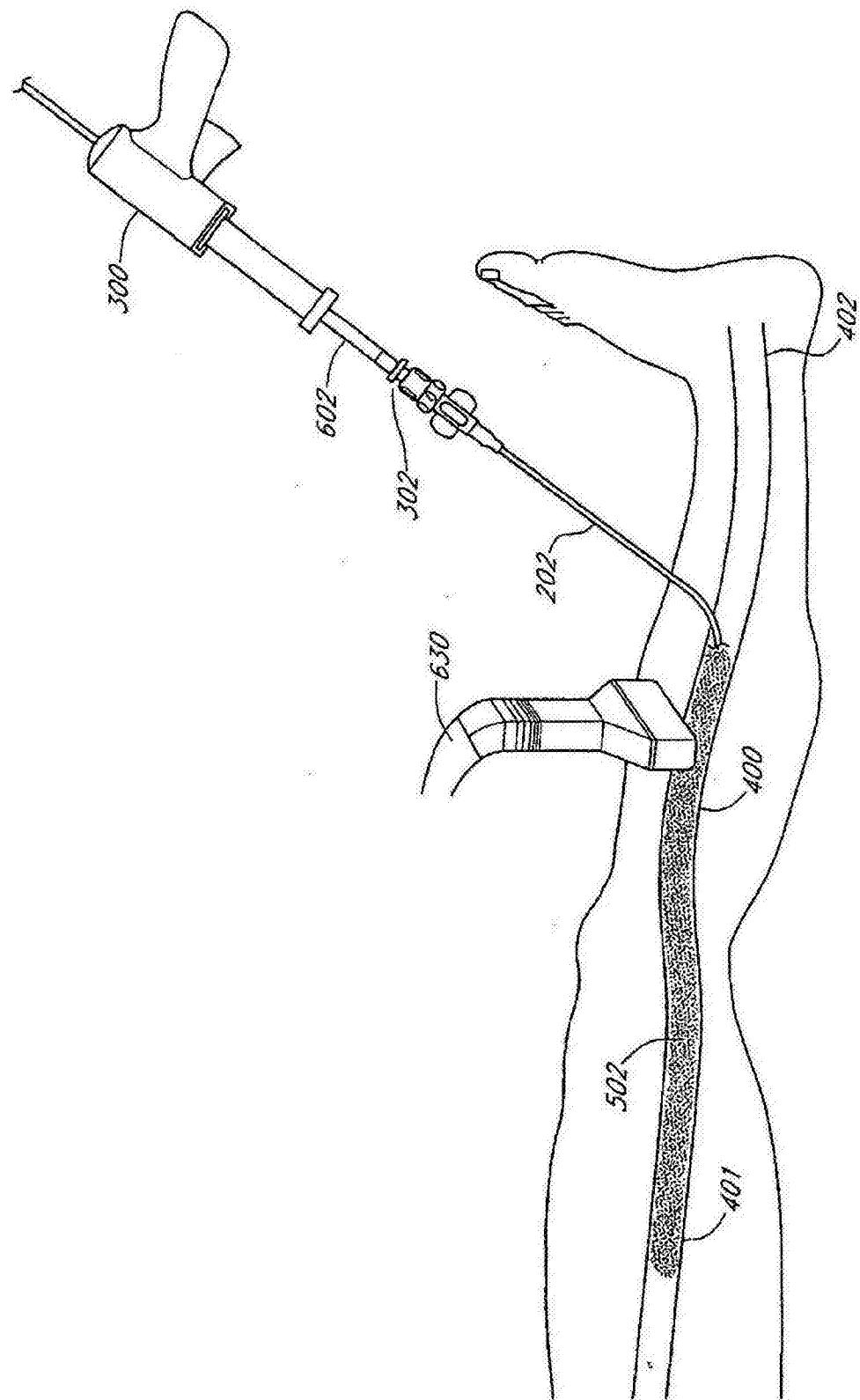


图 10

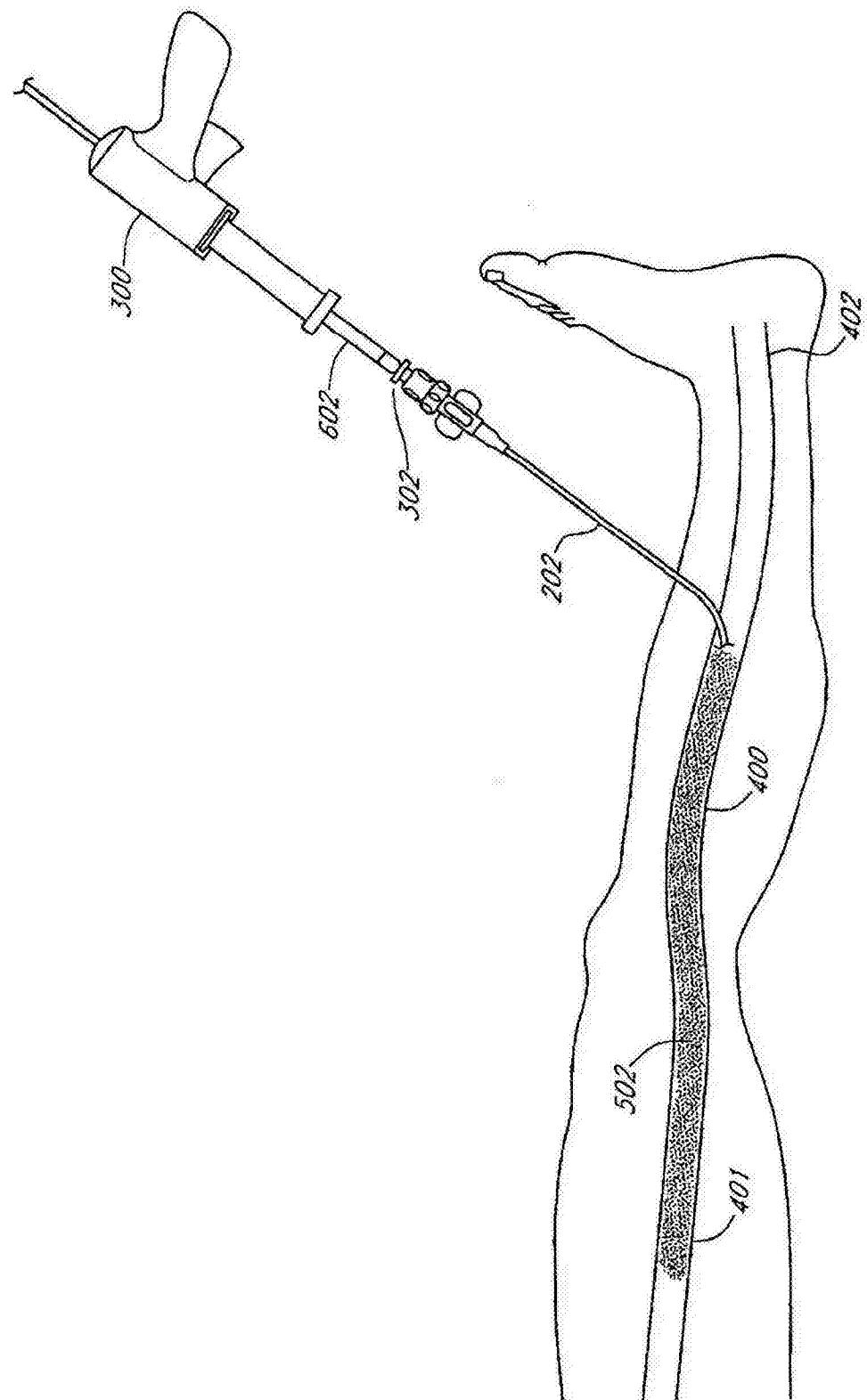


图 11

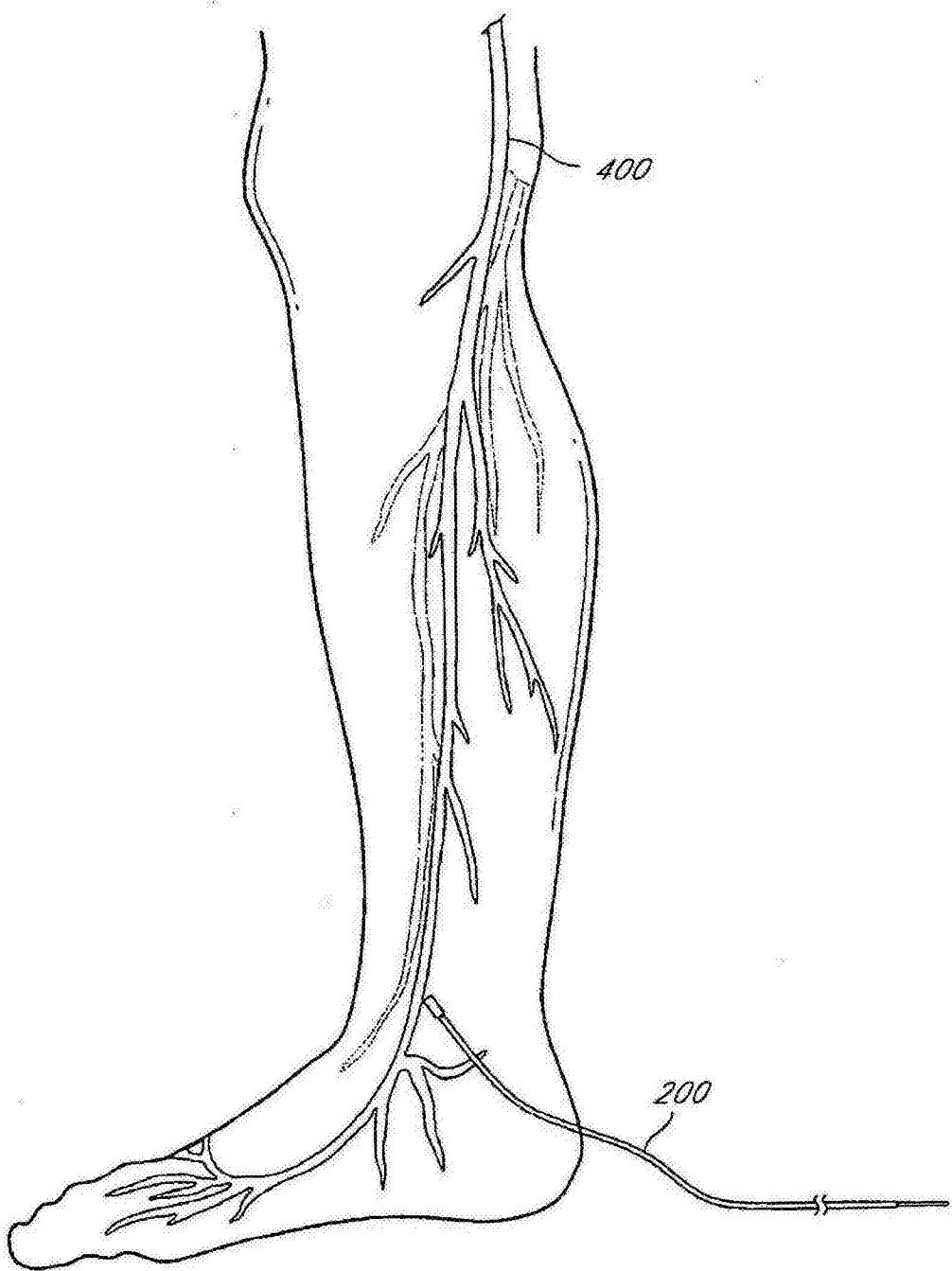


图 12

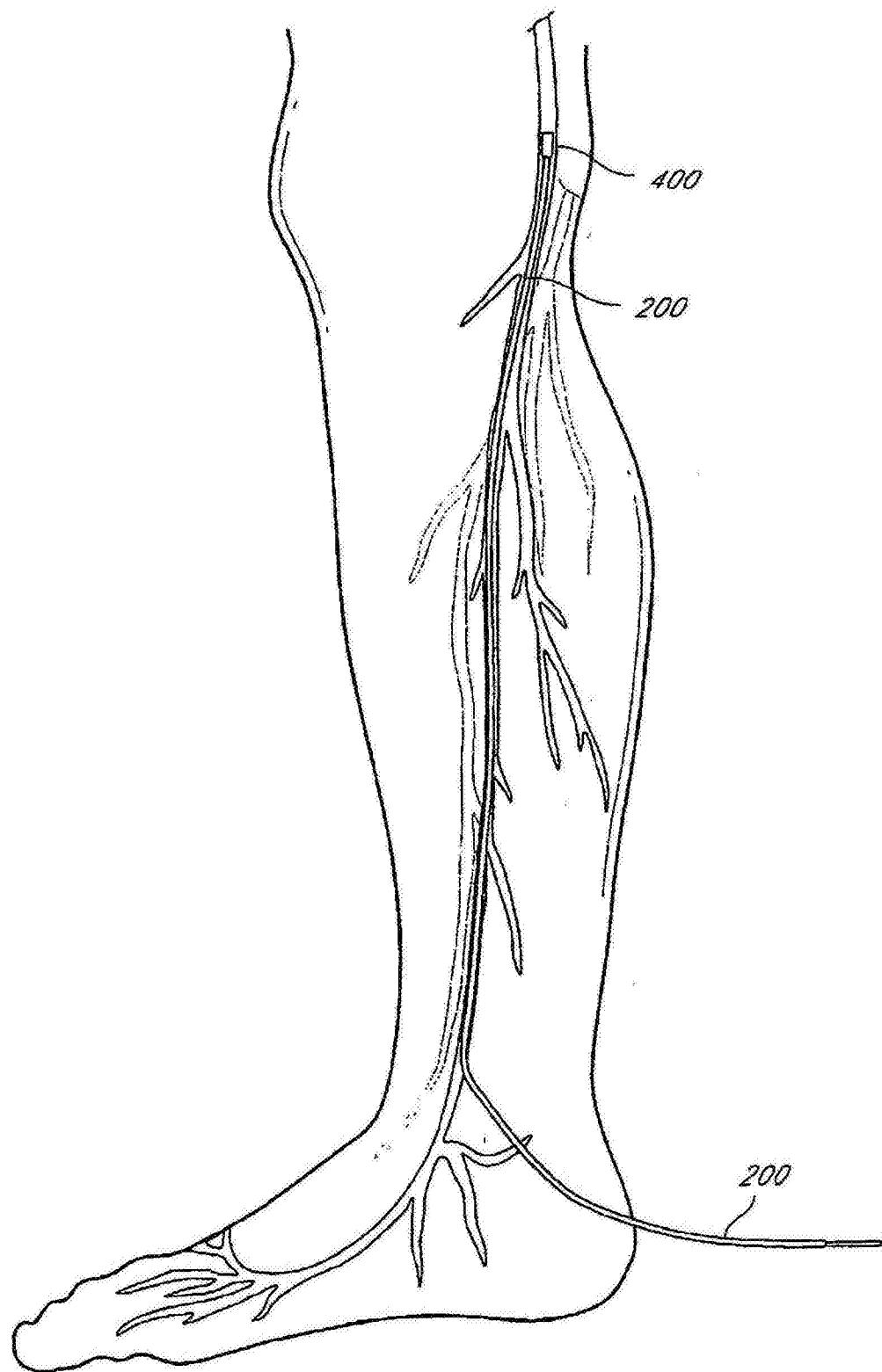


图 13

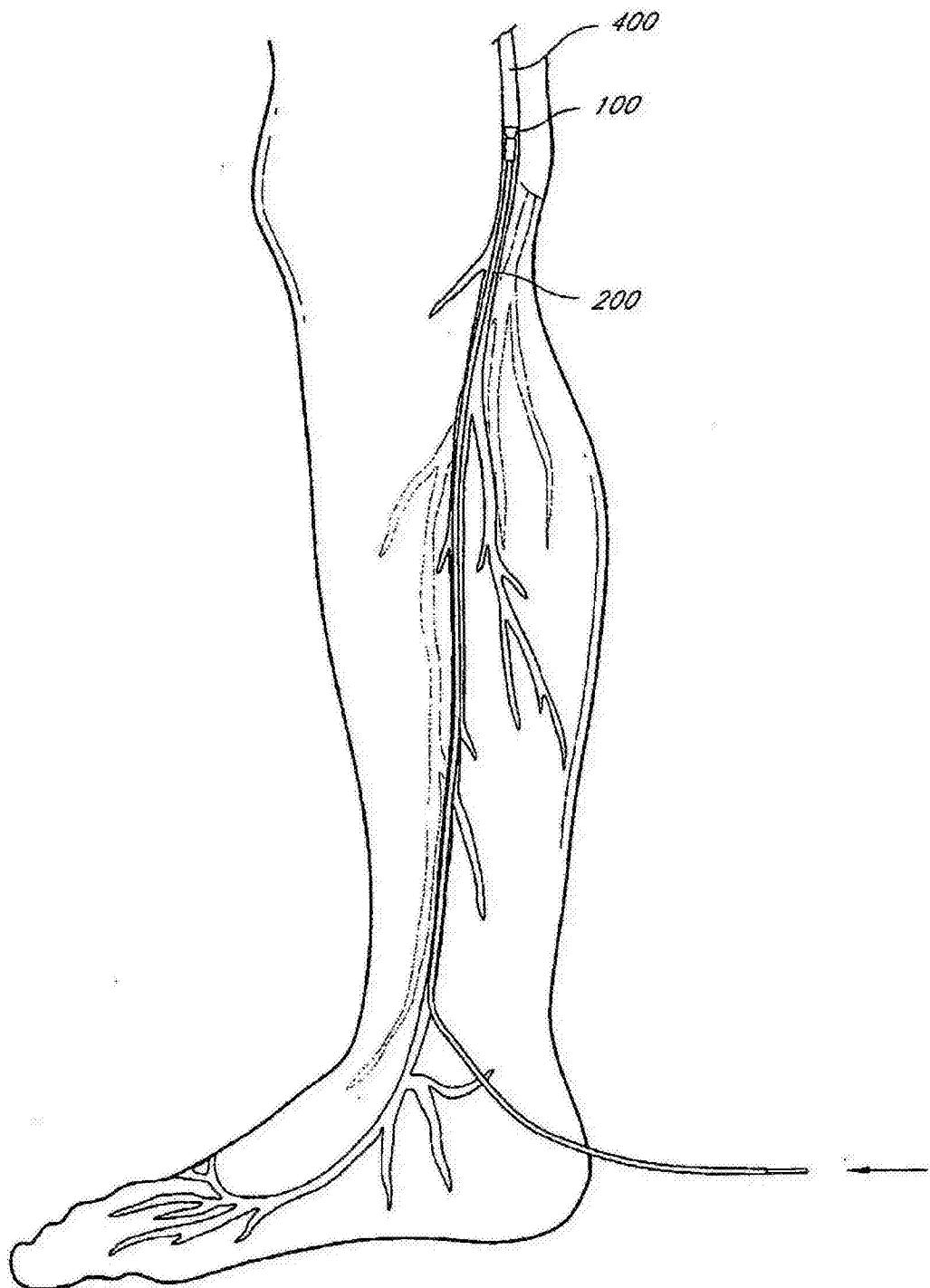


图 14

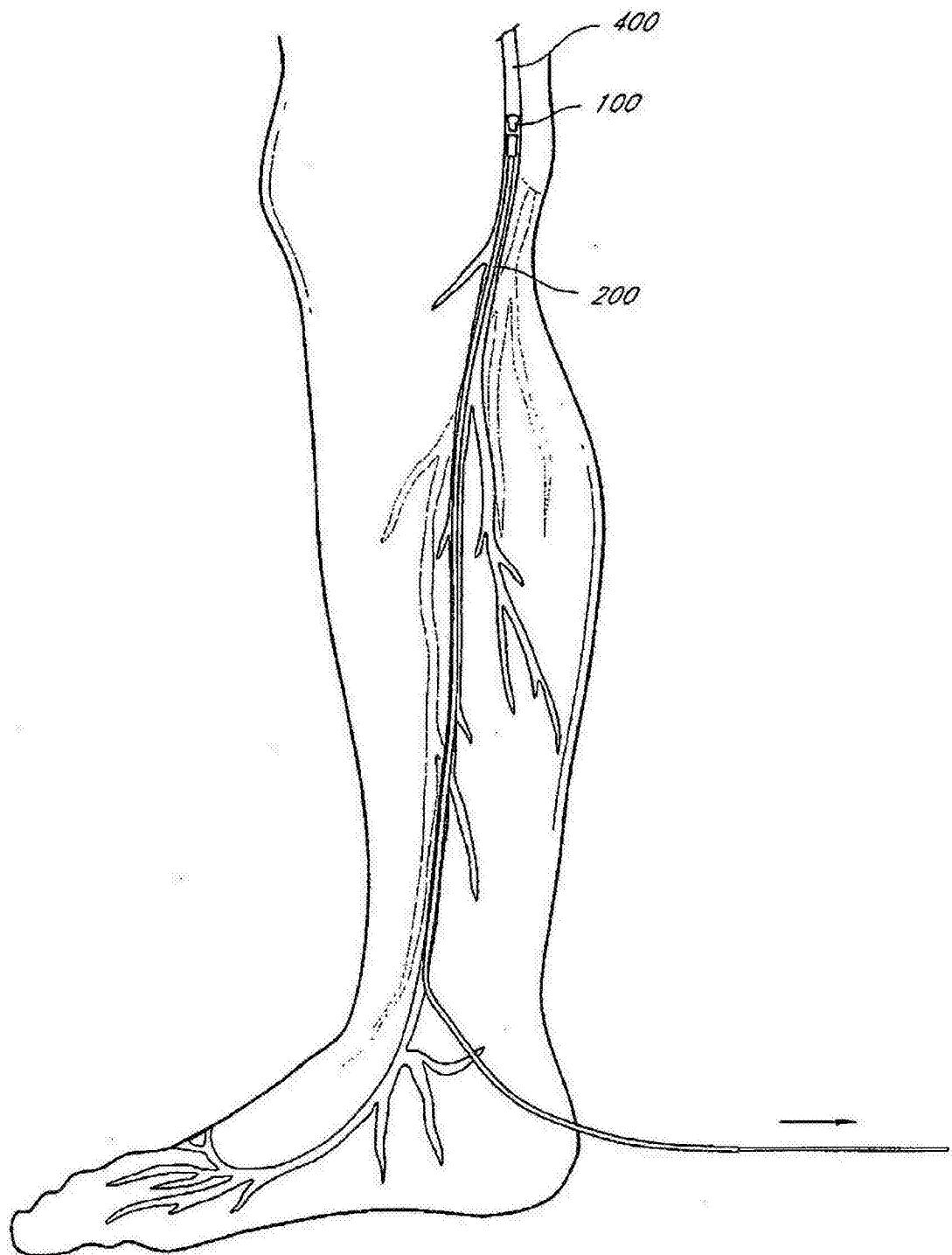


图 15

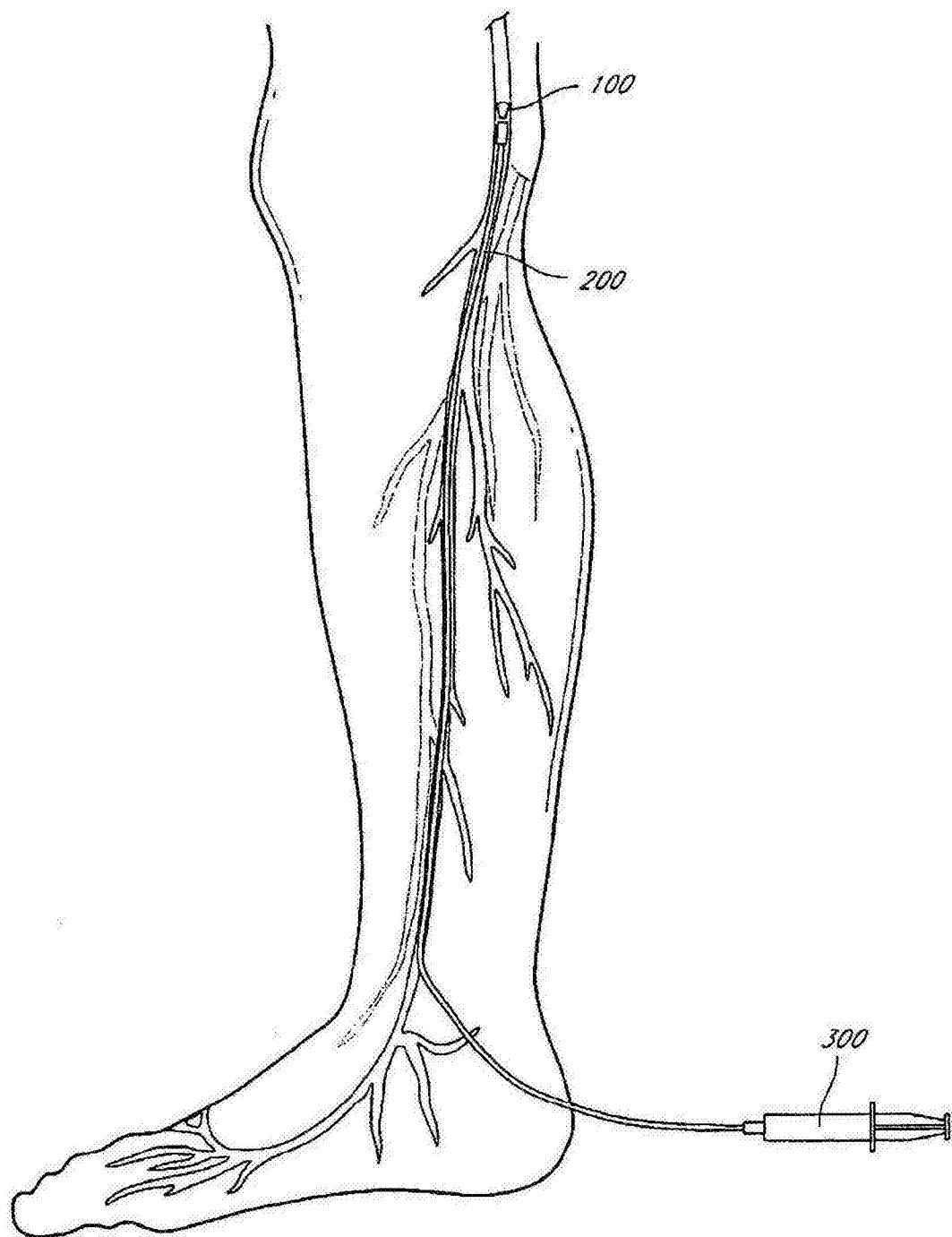


图 16

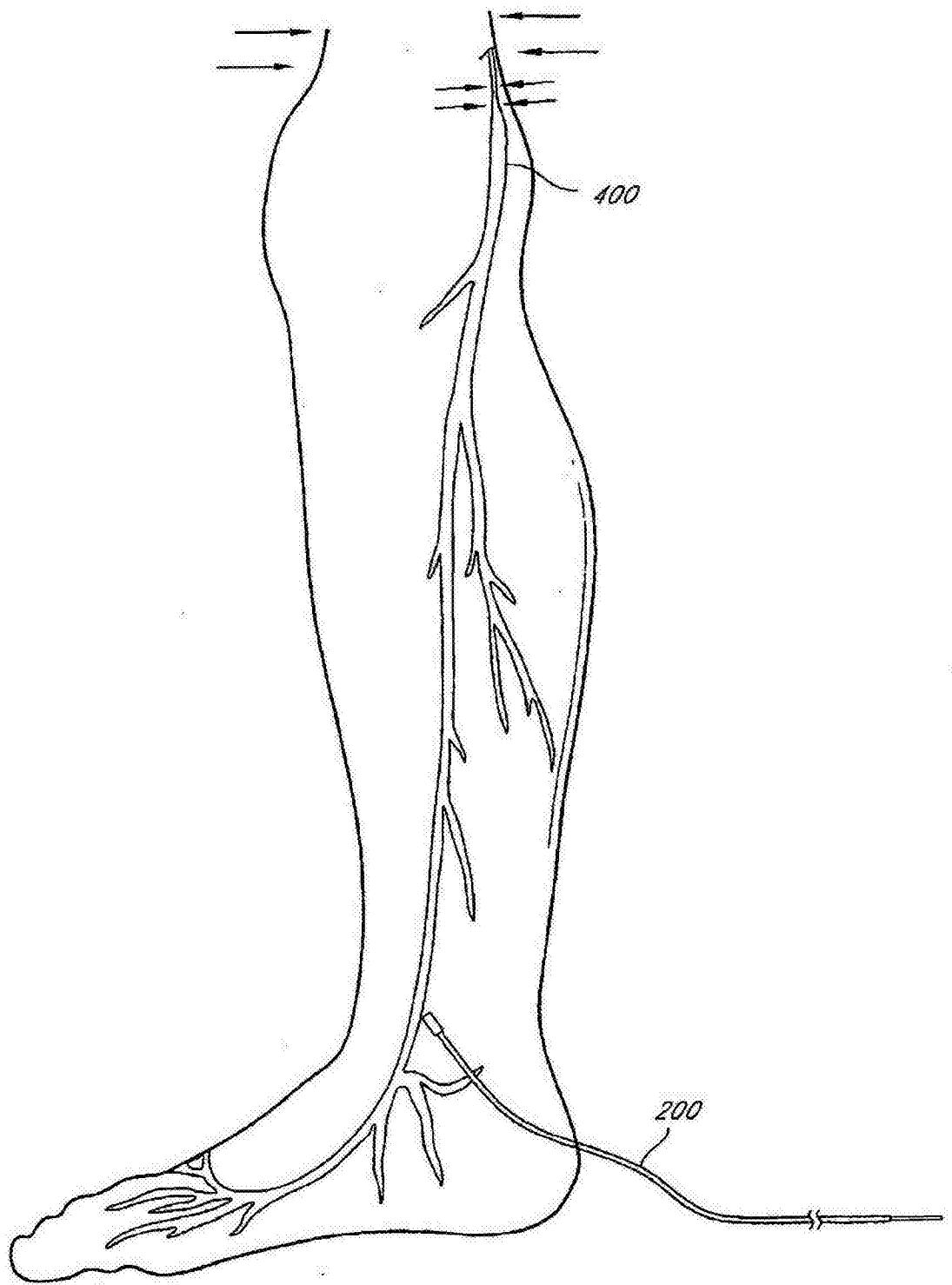


图 17

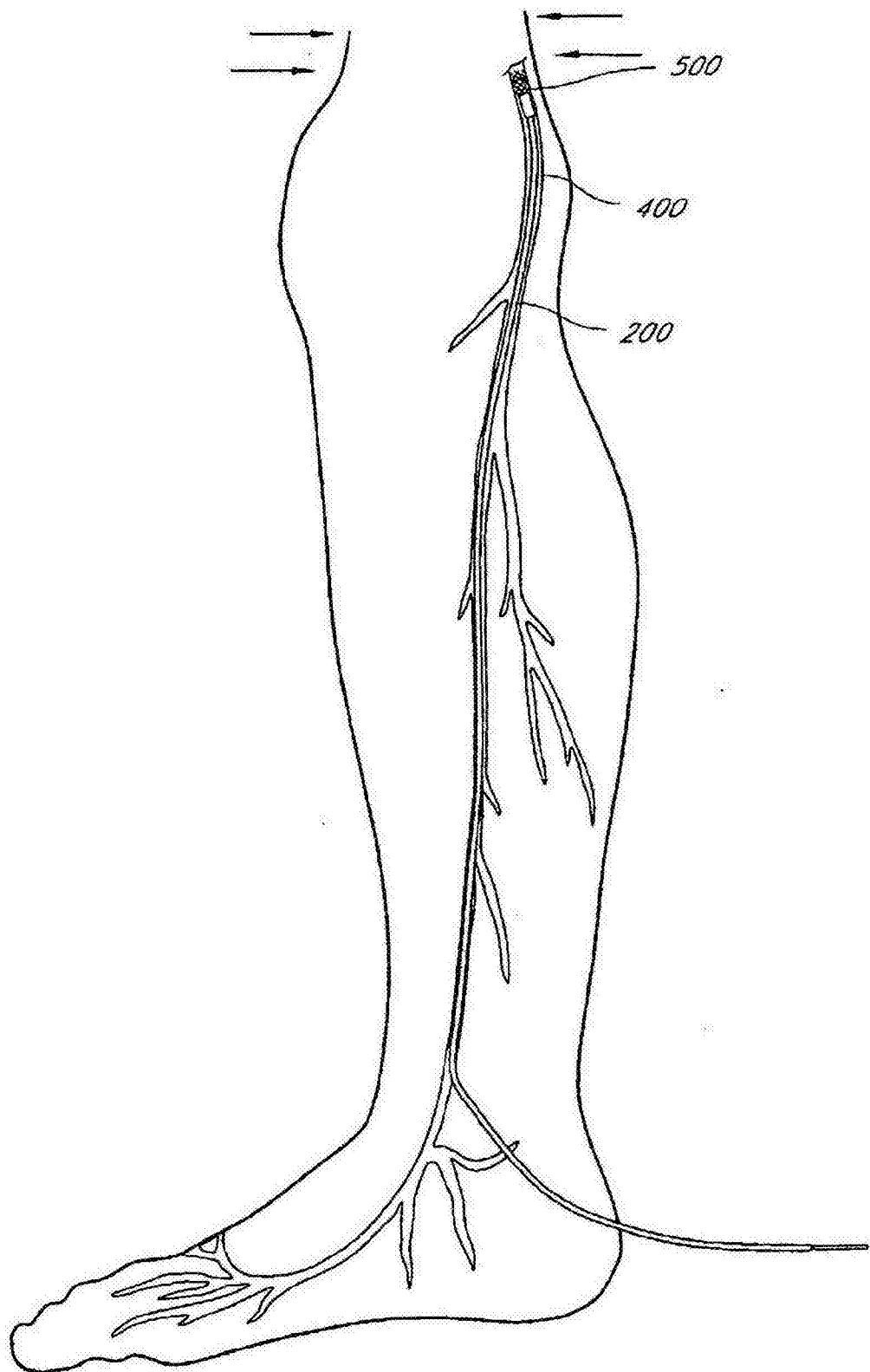


图 18

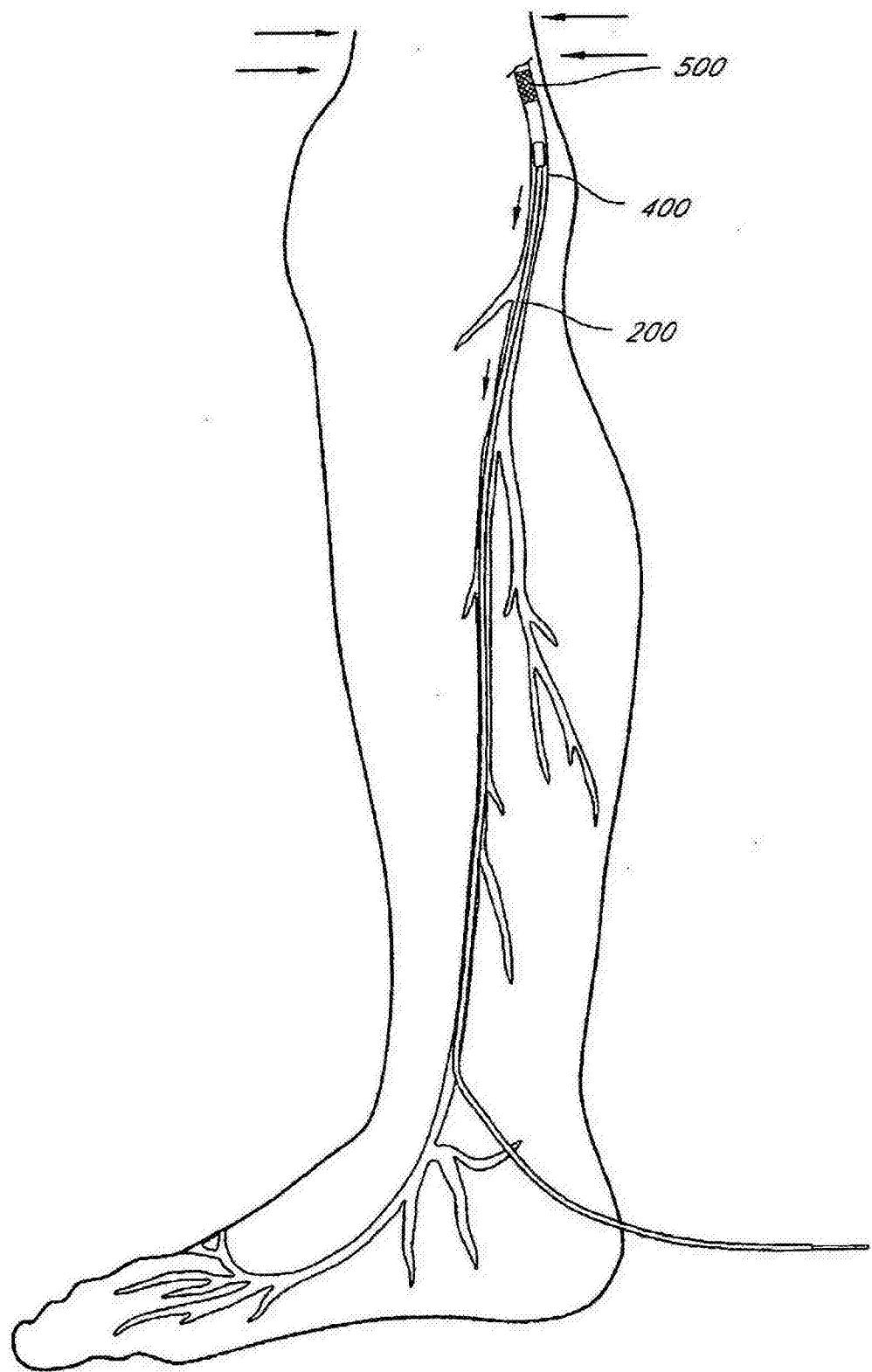


图 19

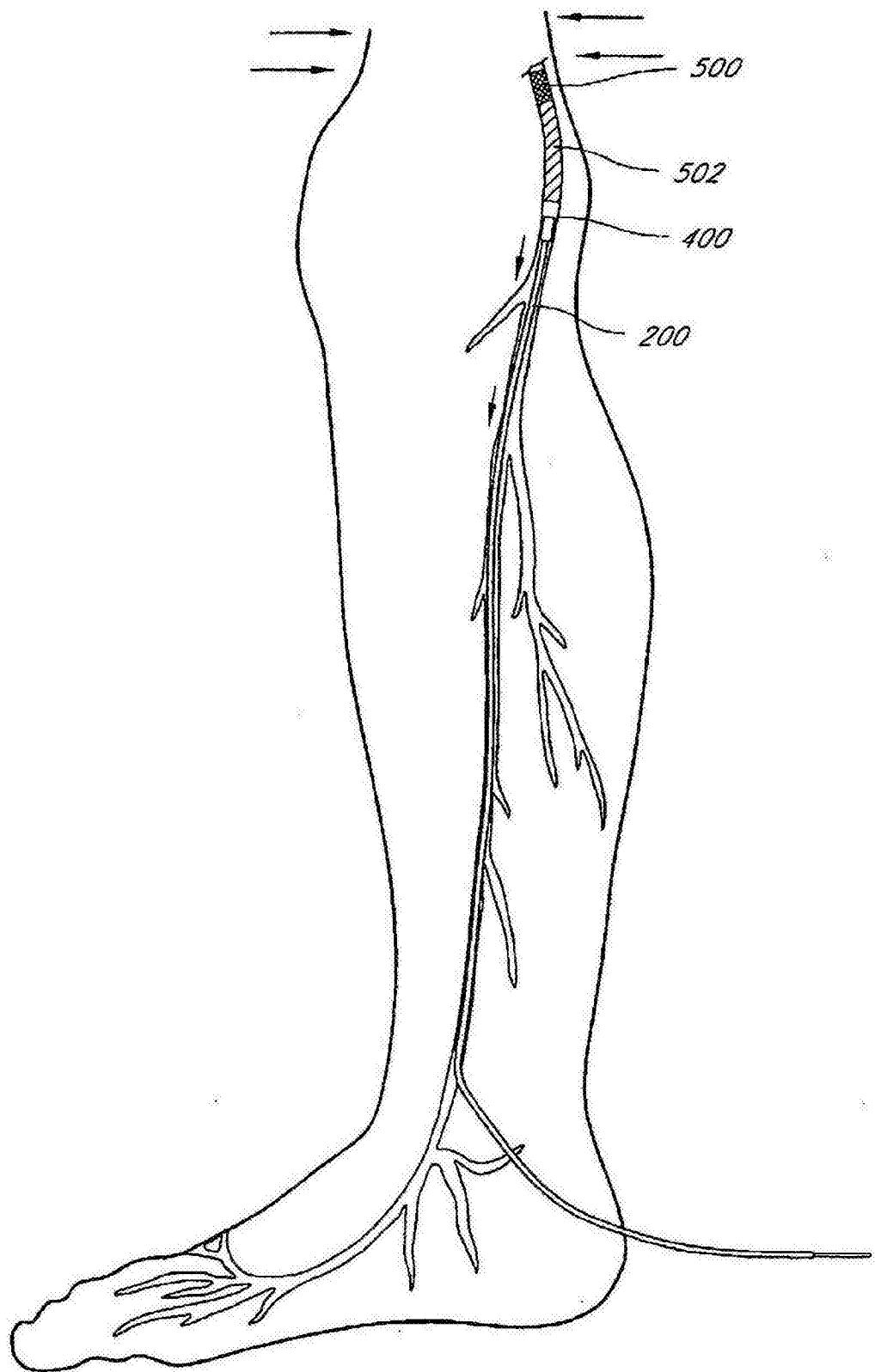


图 20

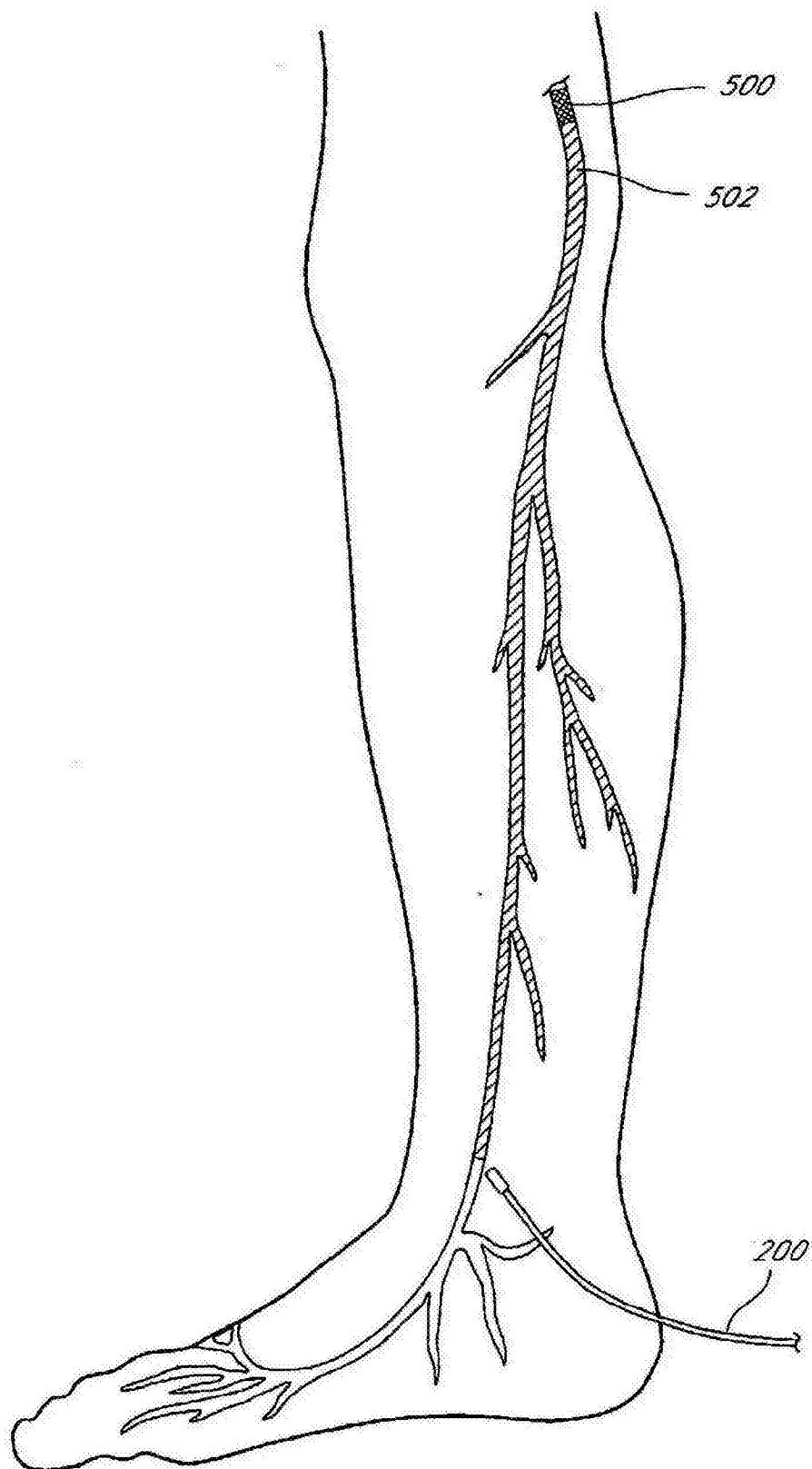


图 21

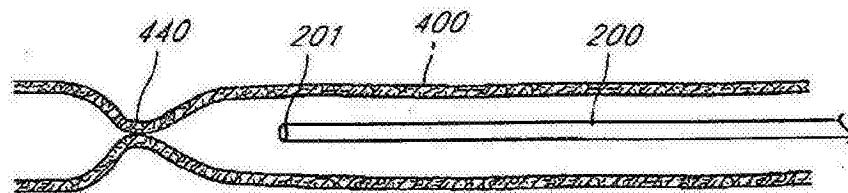


图 21A

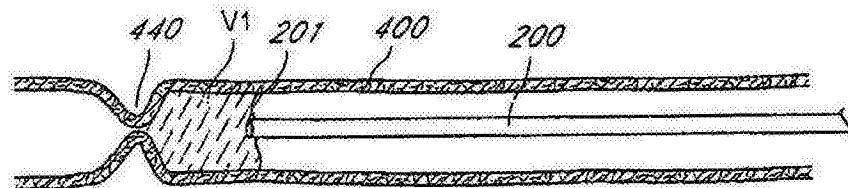


图 21B

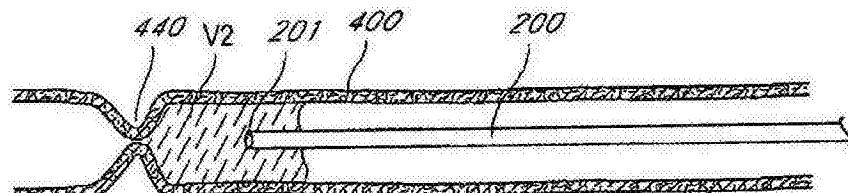


图 21C

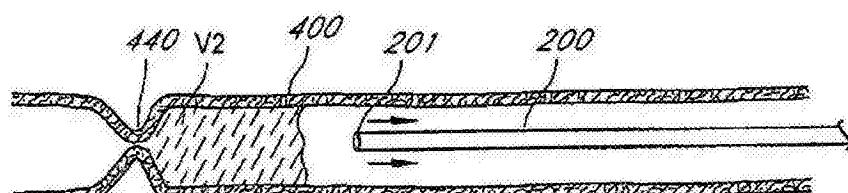


图 21D

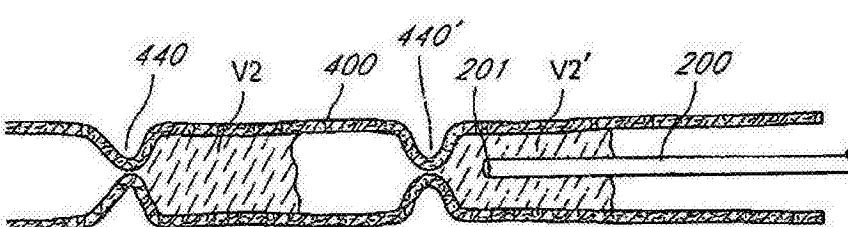


图 21E

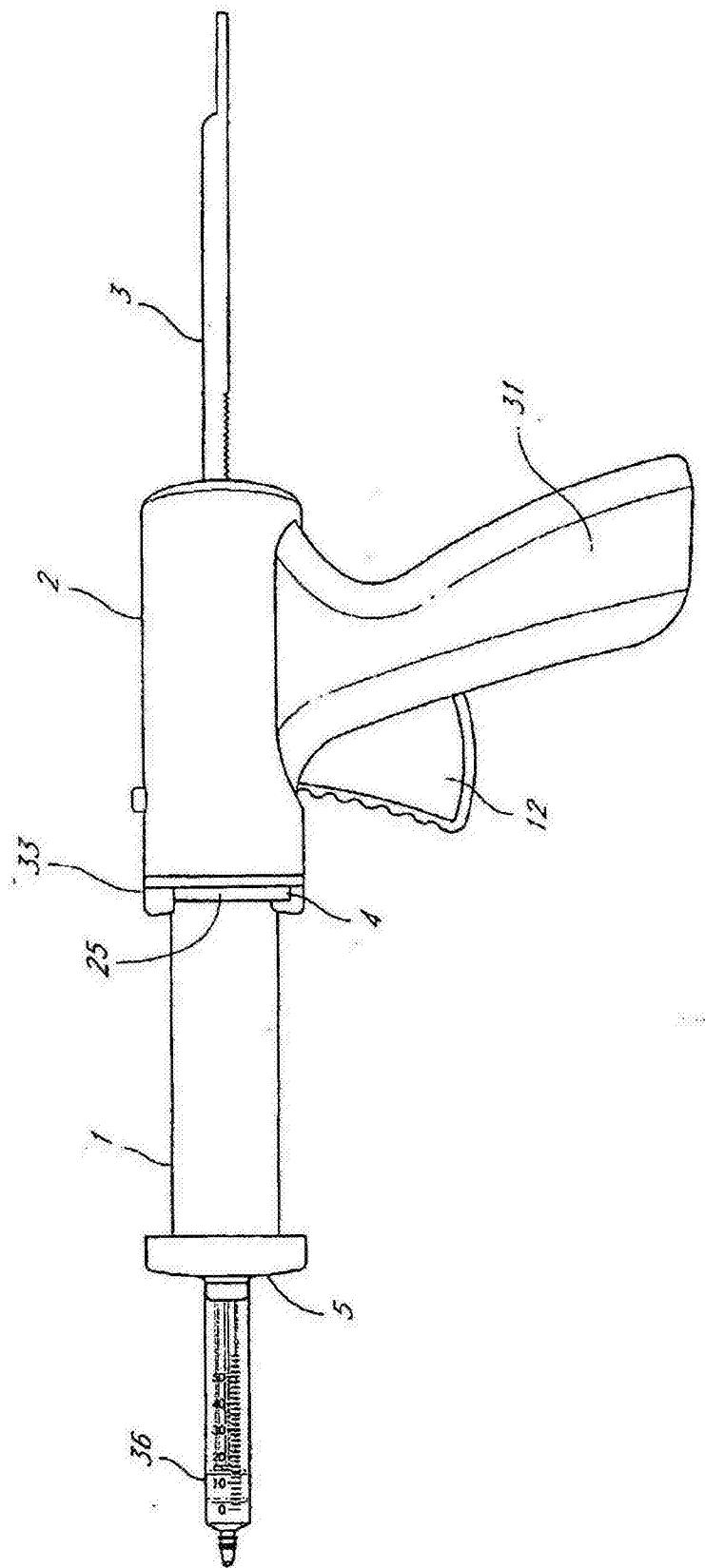


图 22

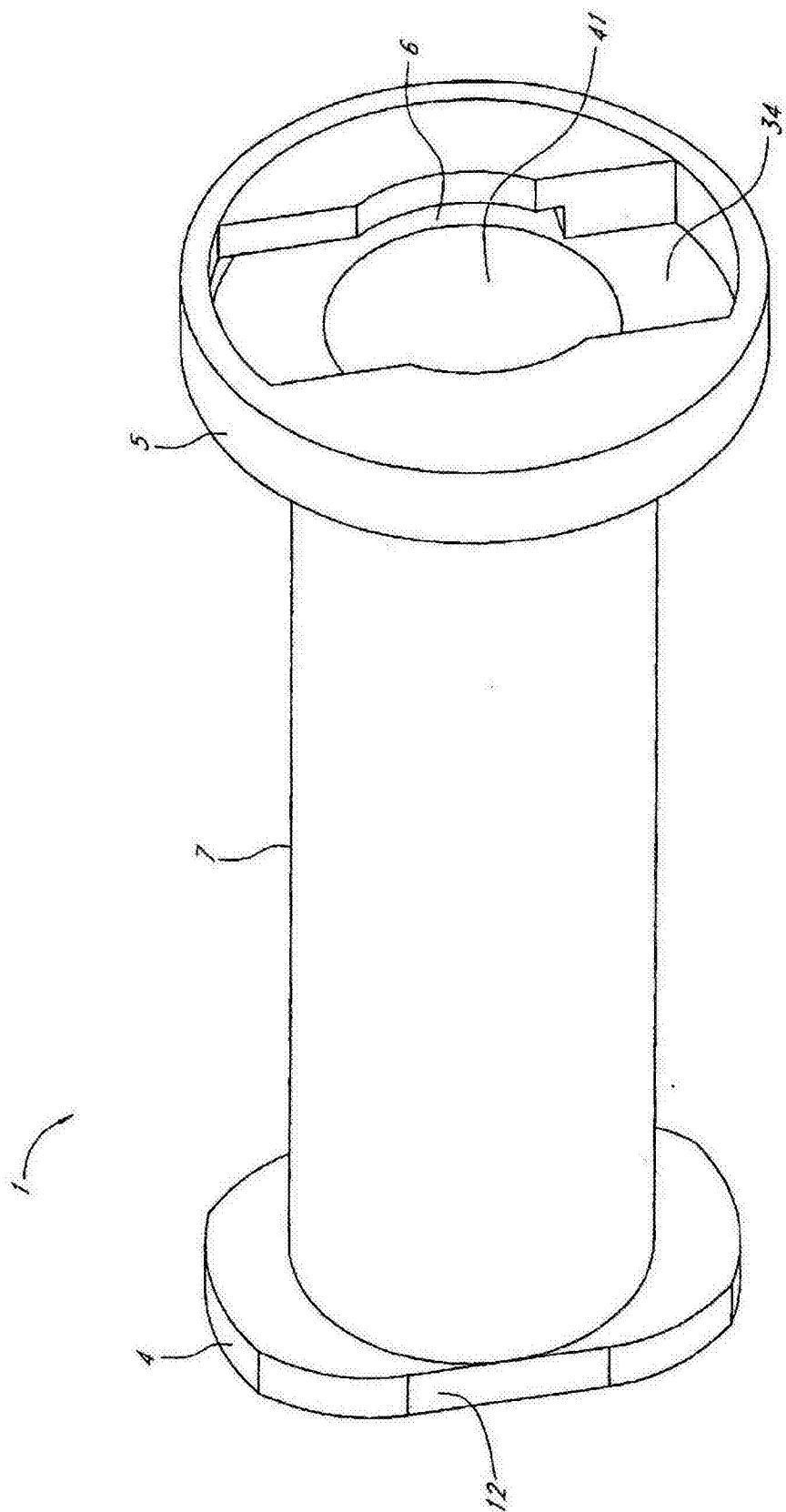


图 23

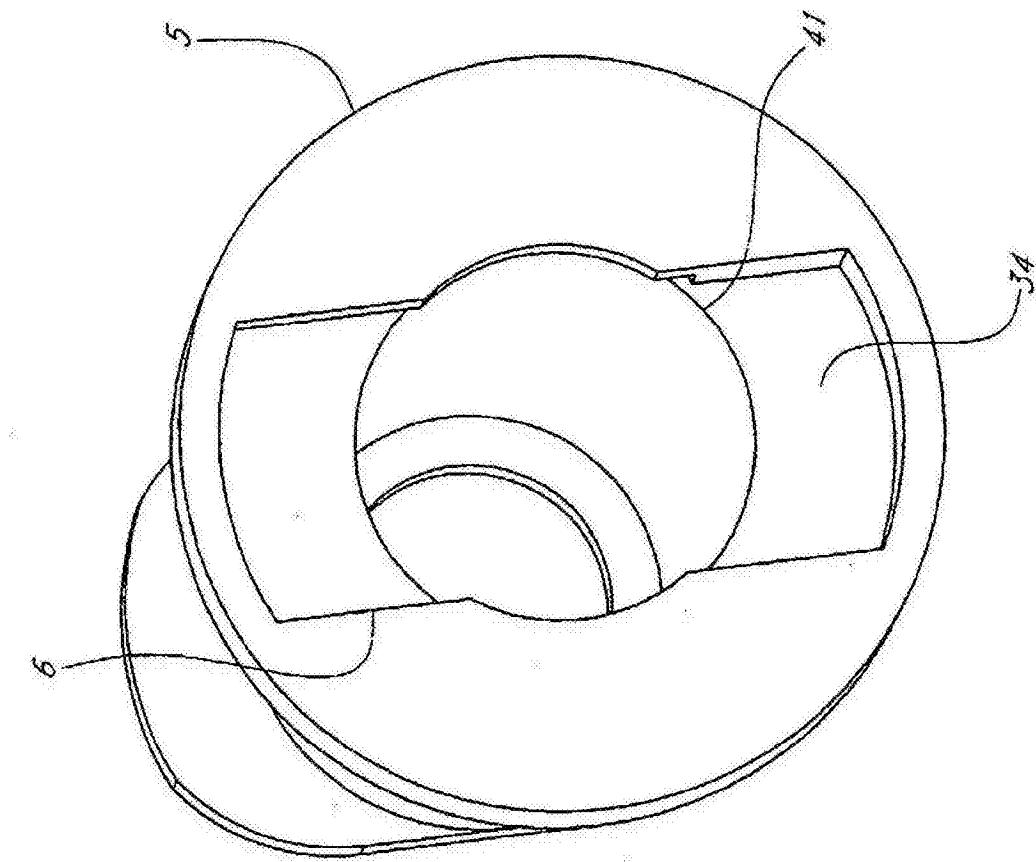


图 24

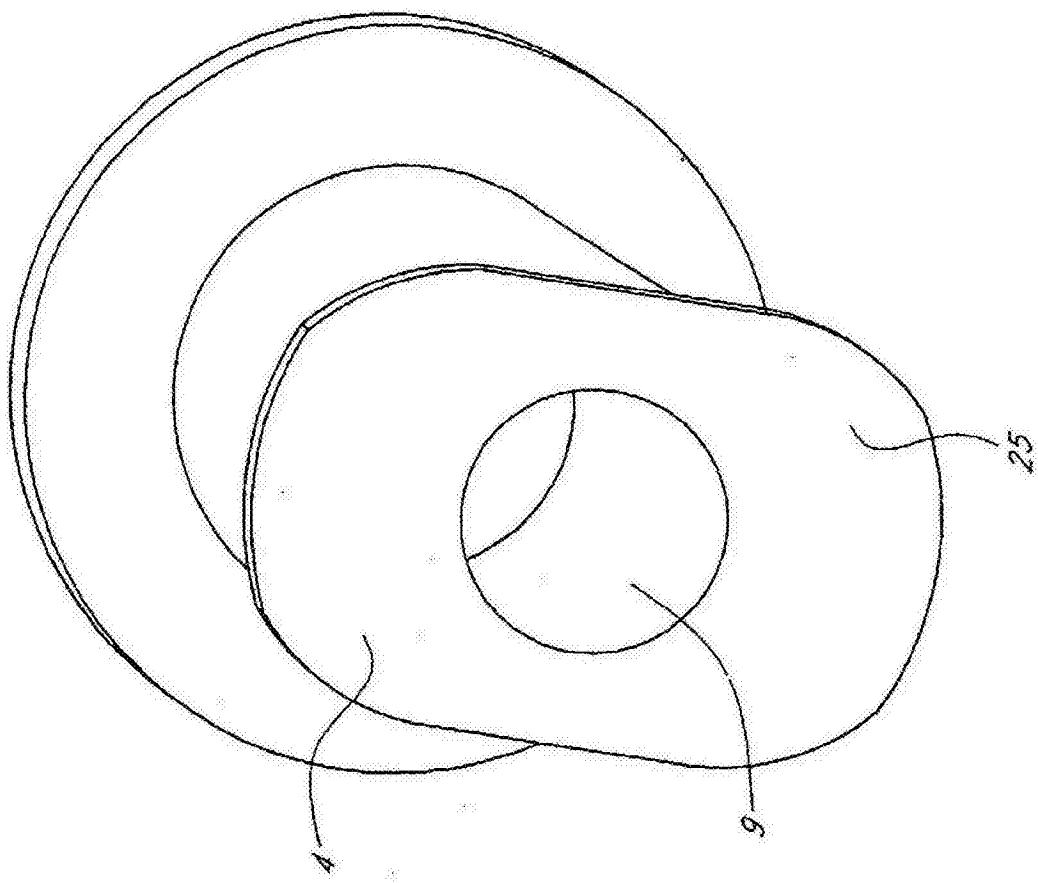


图 25

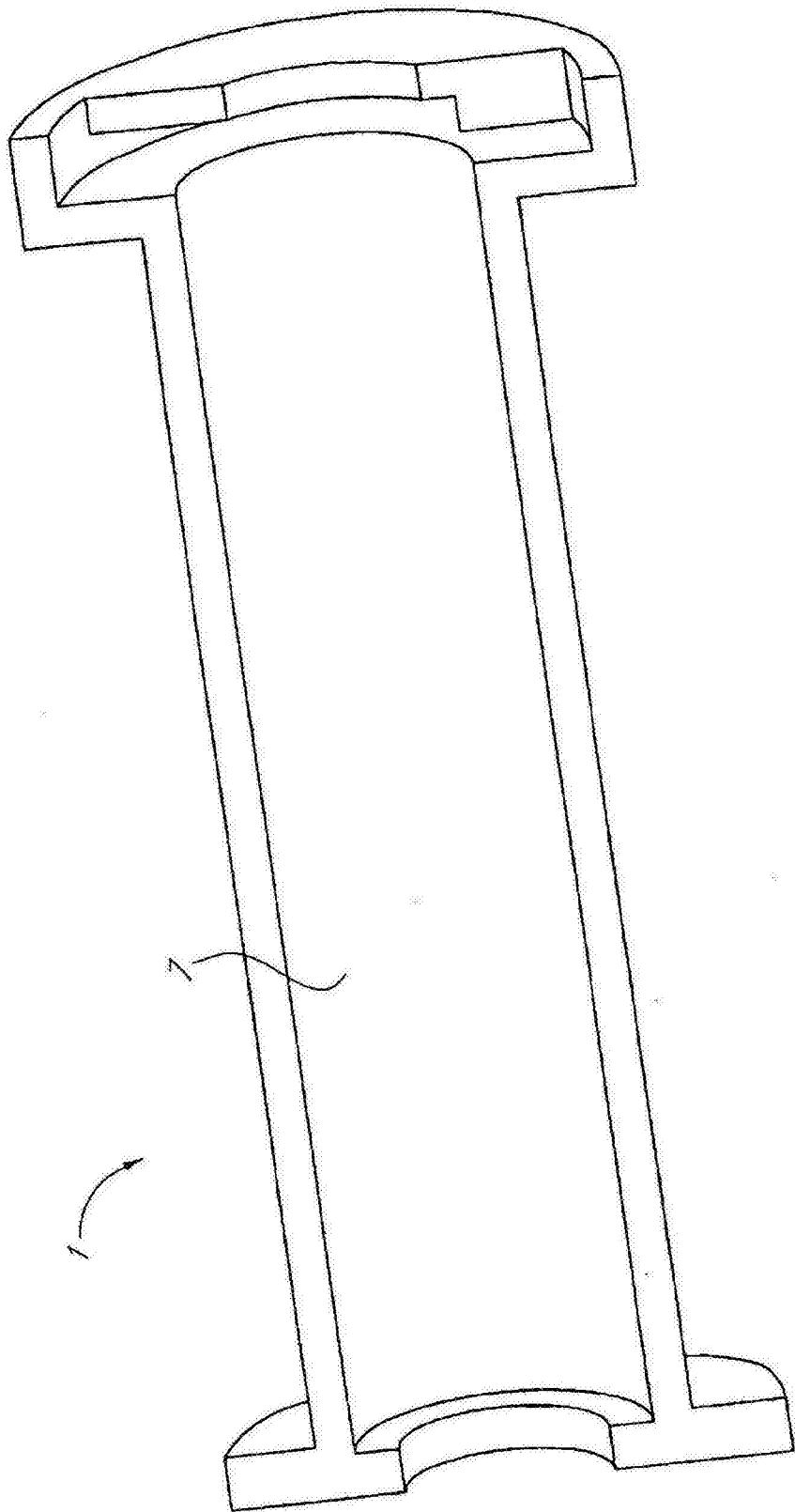


图 26

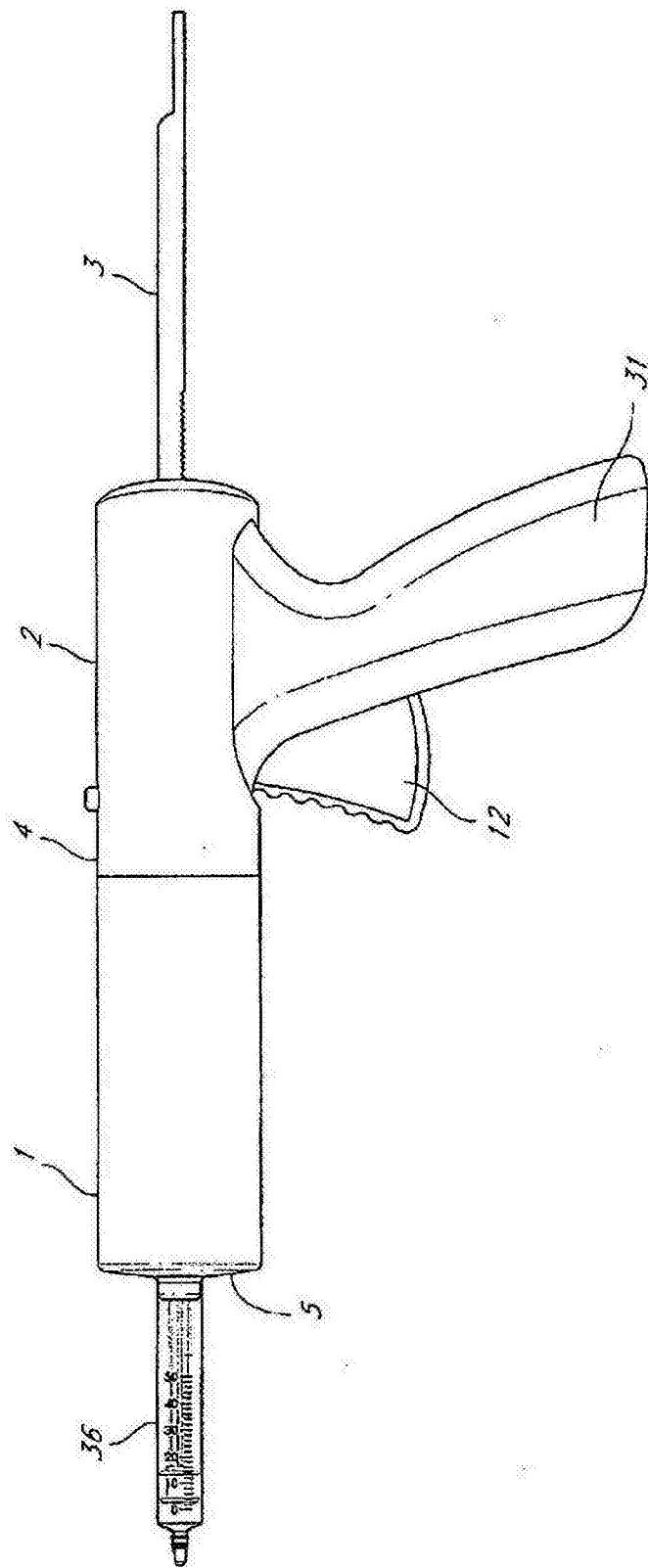


图 27

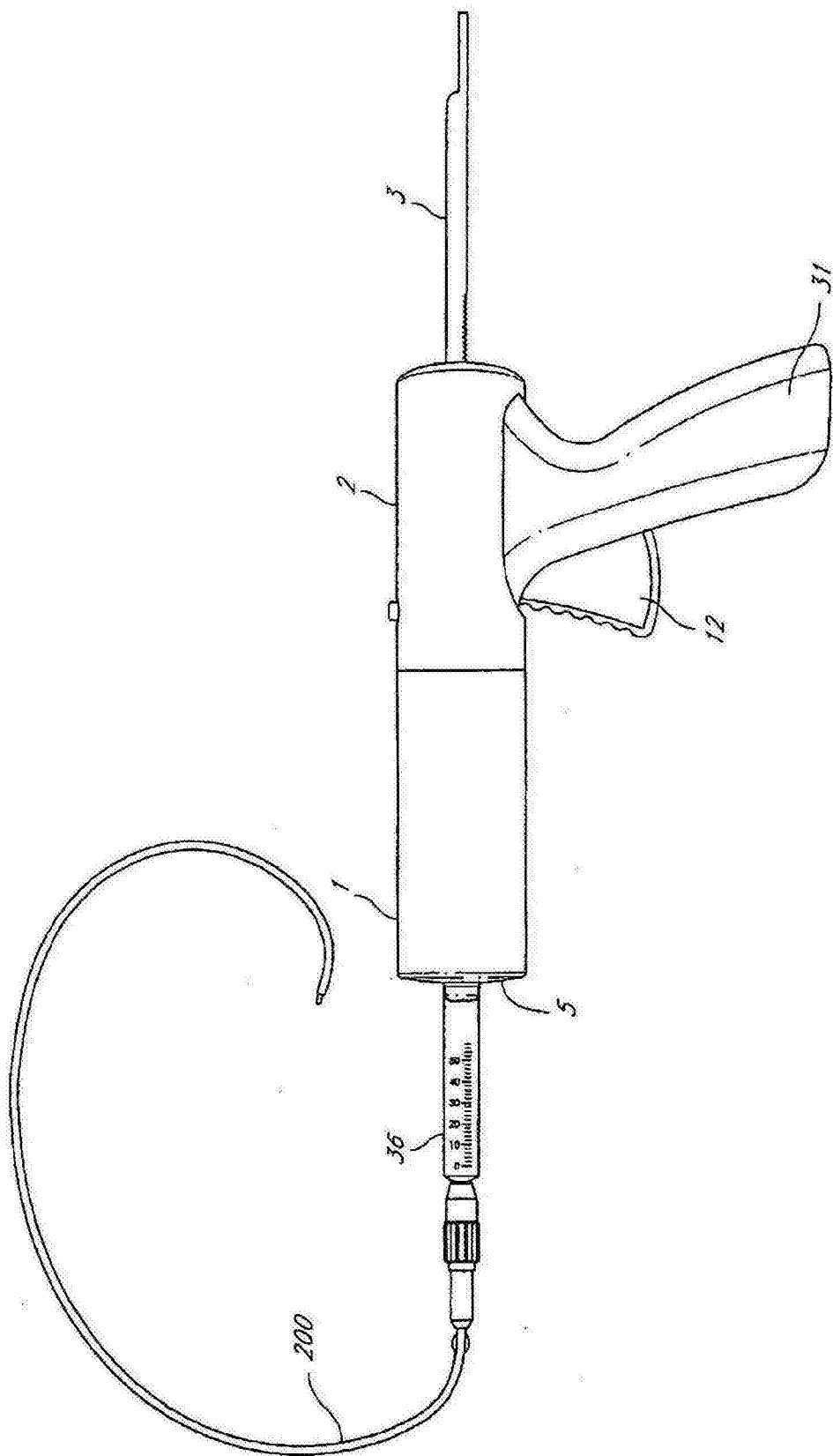


图 28

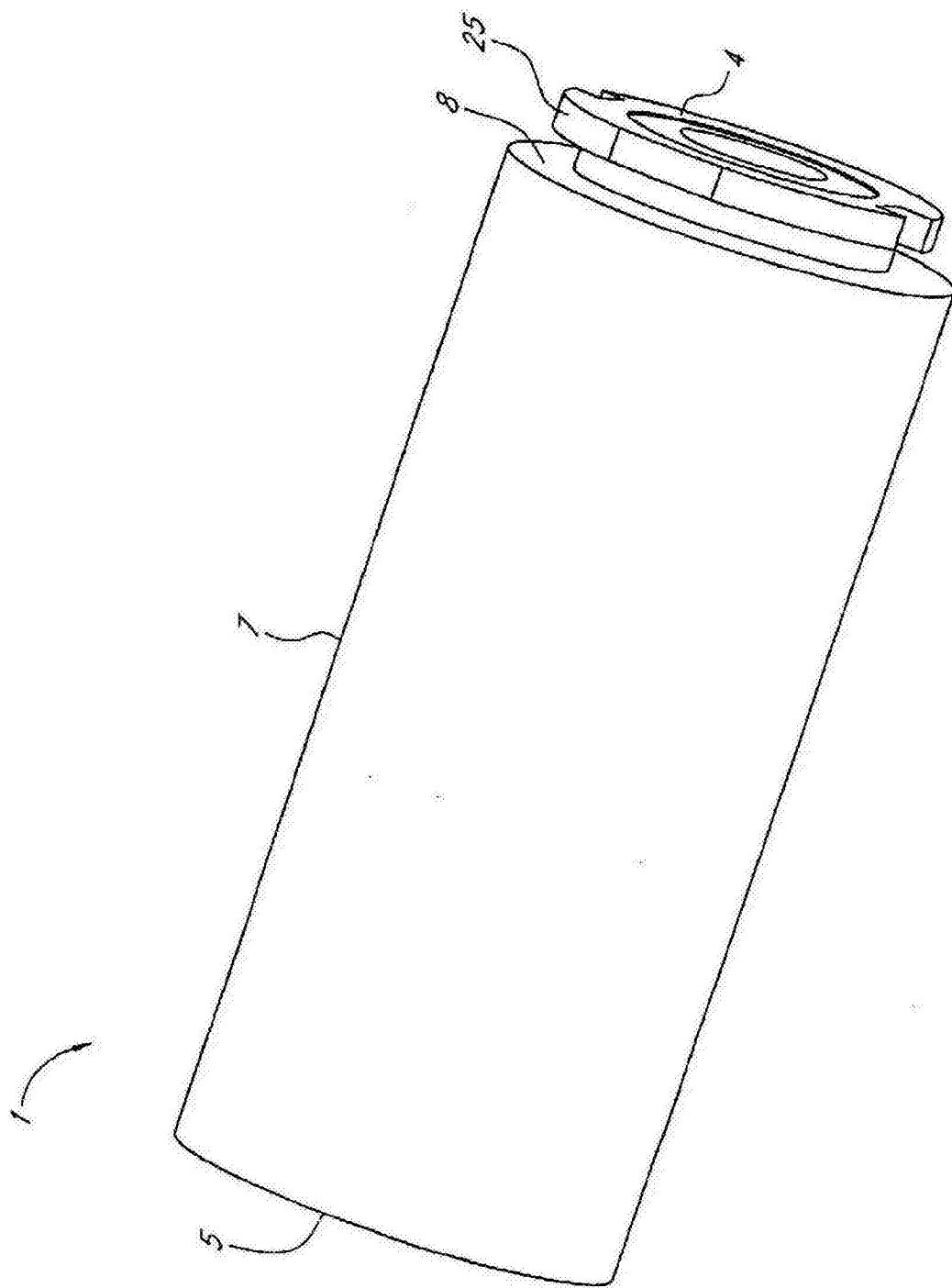


图 29

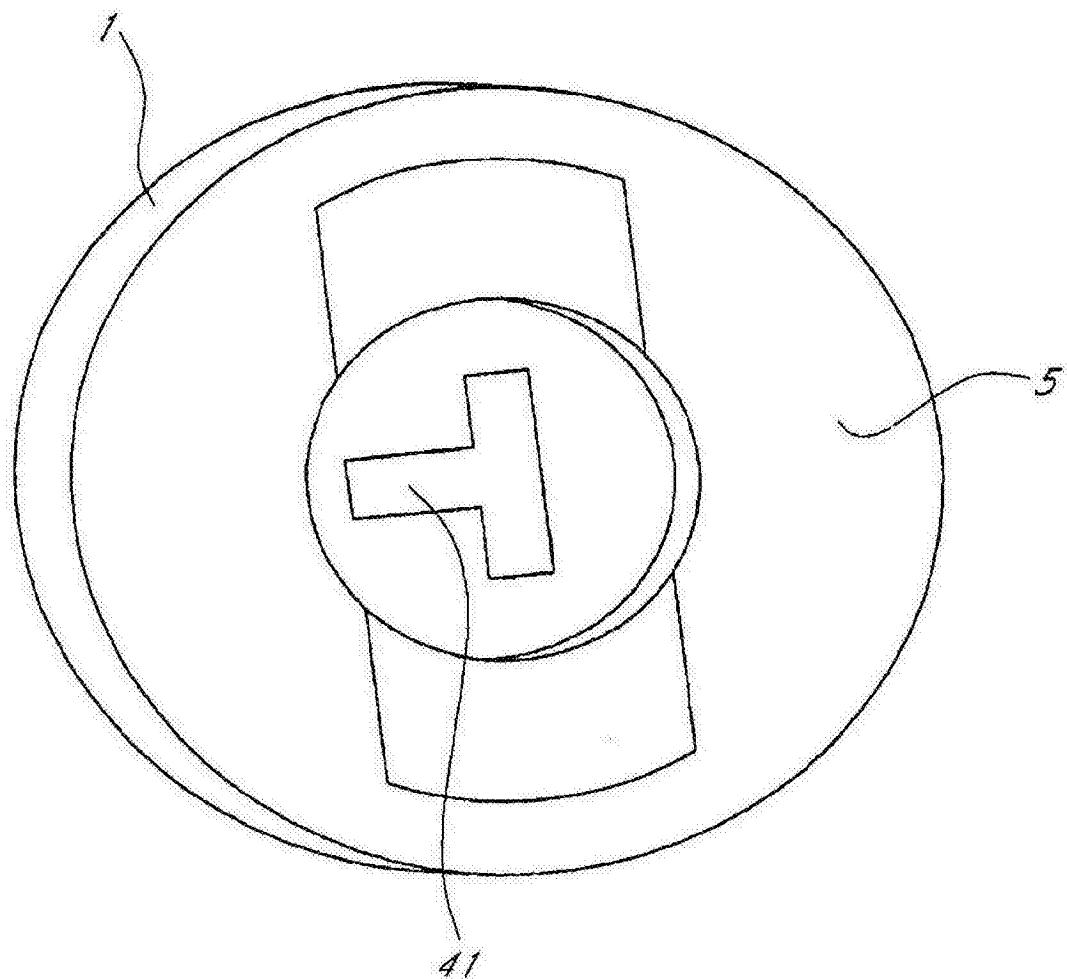


图 30

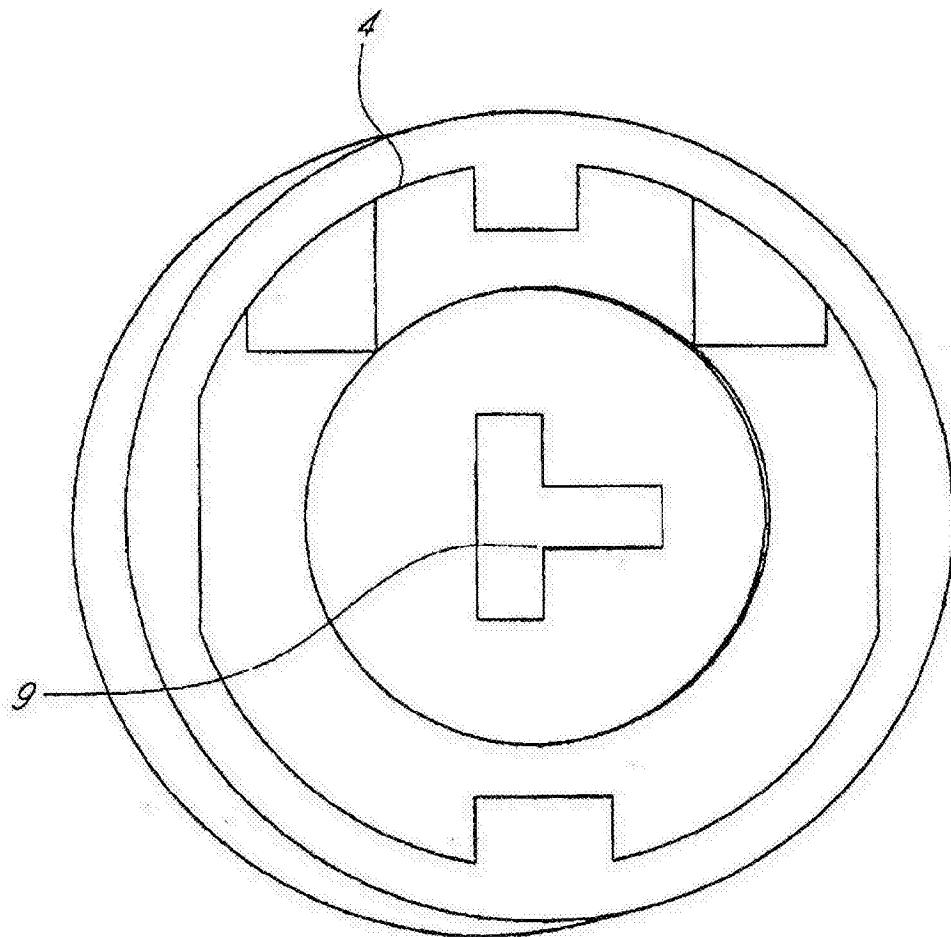


图 31

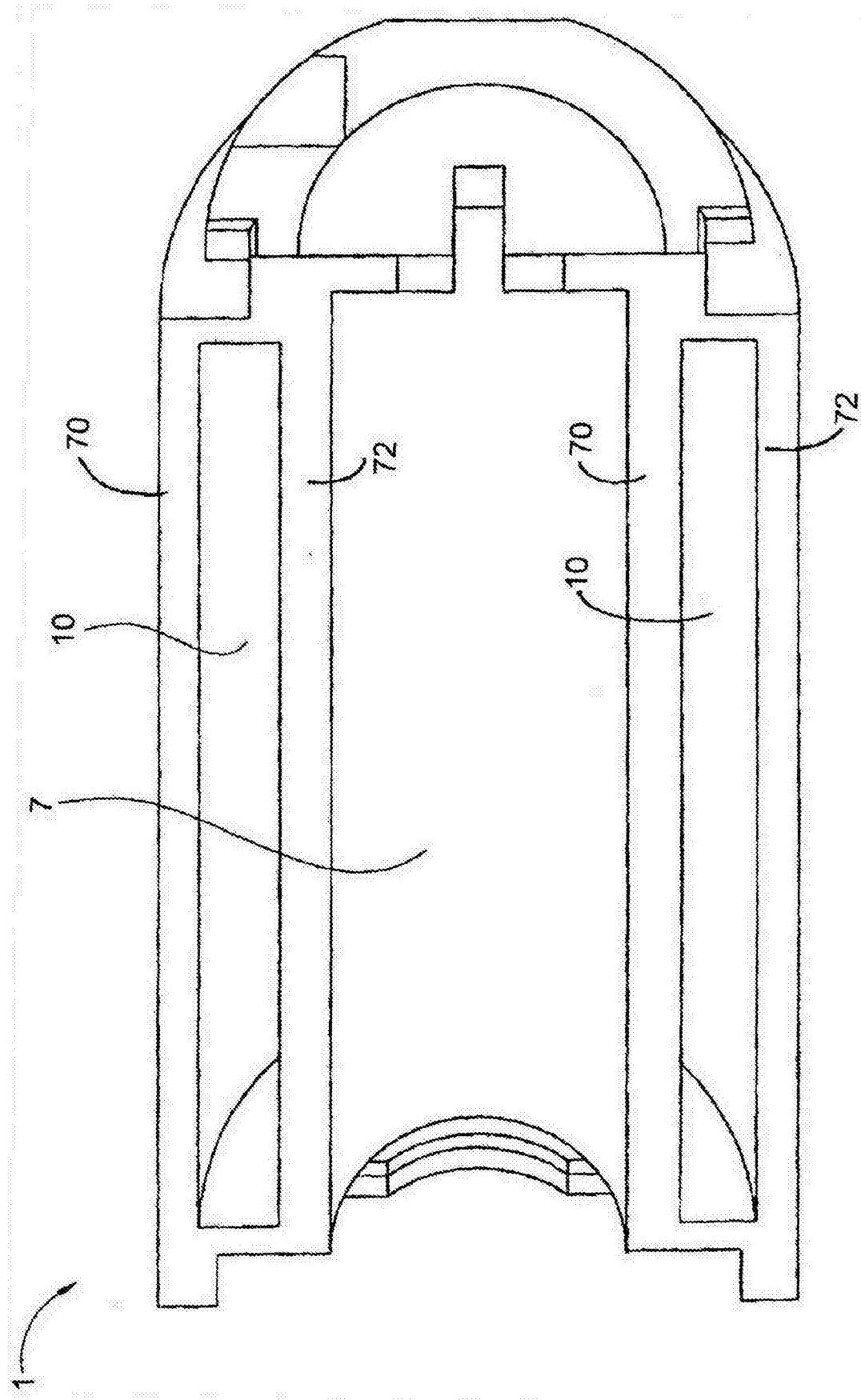


图 32

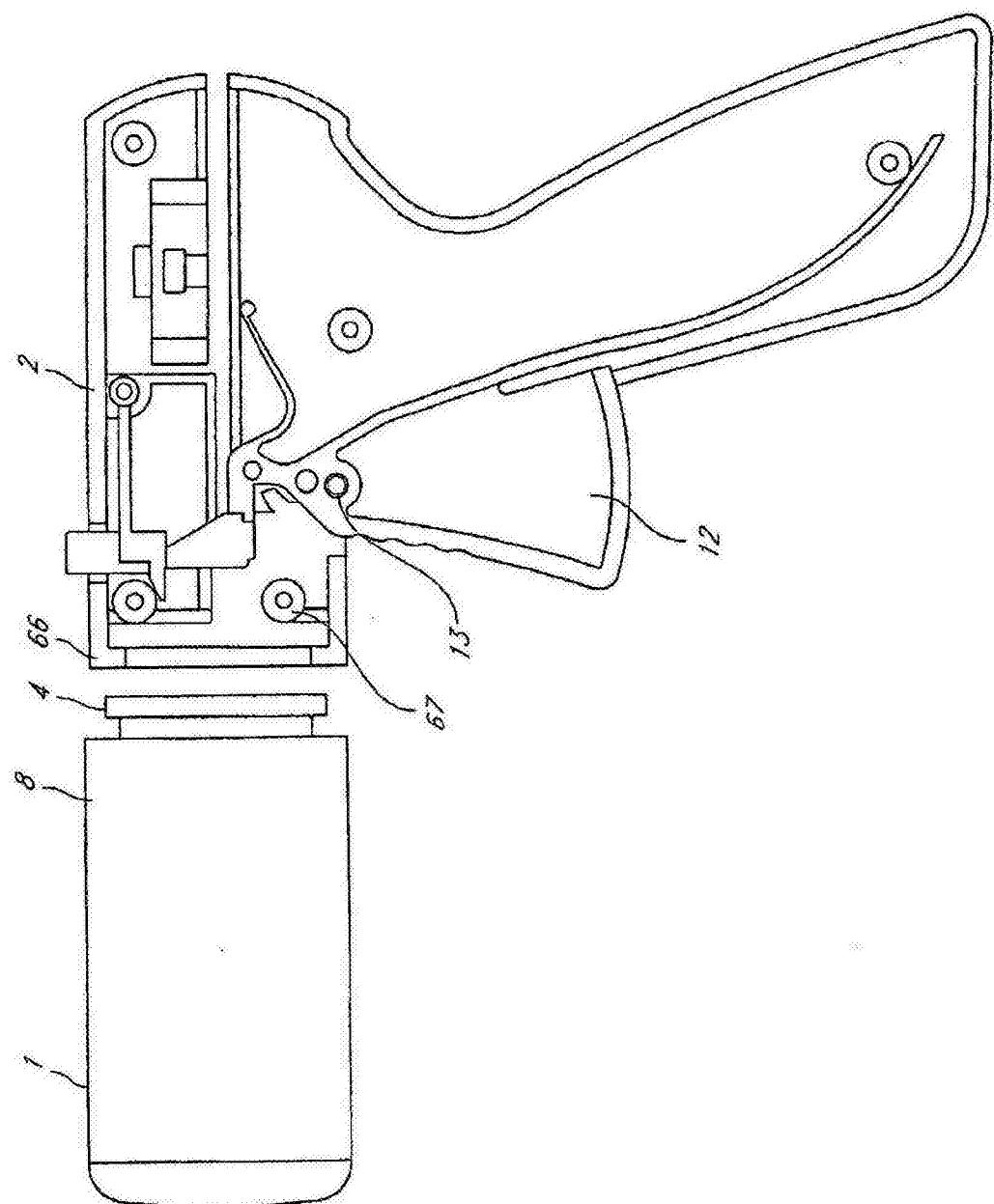


图 33

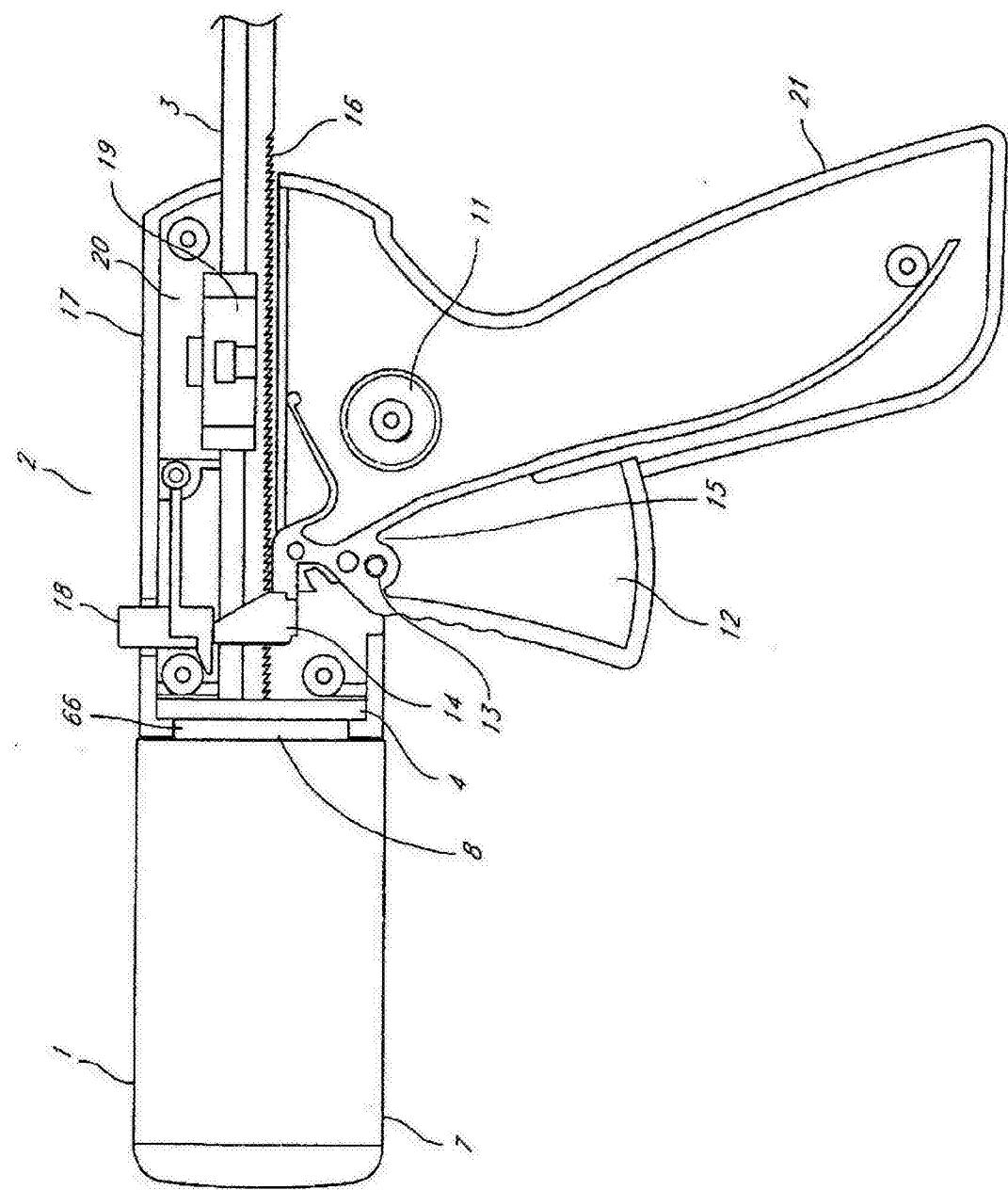


图 34

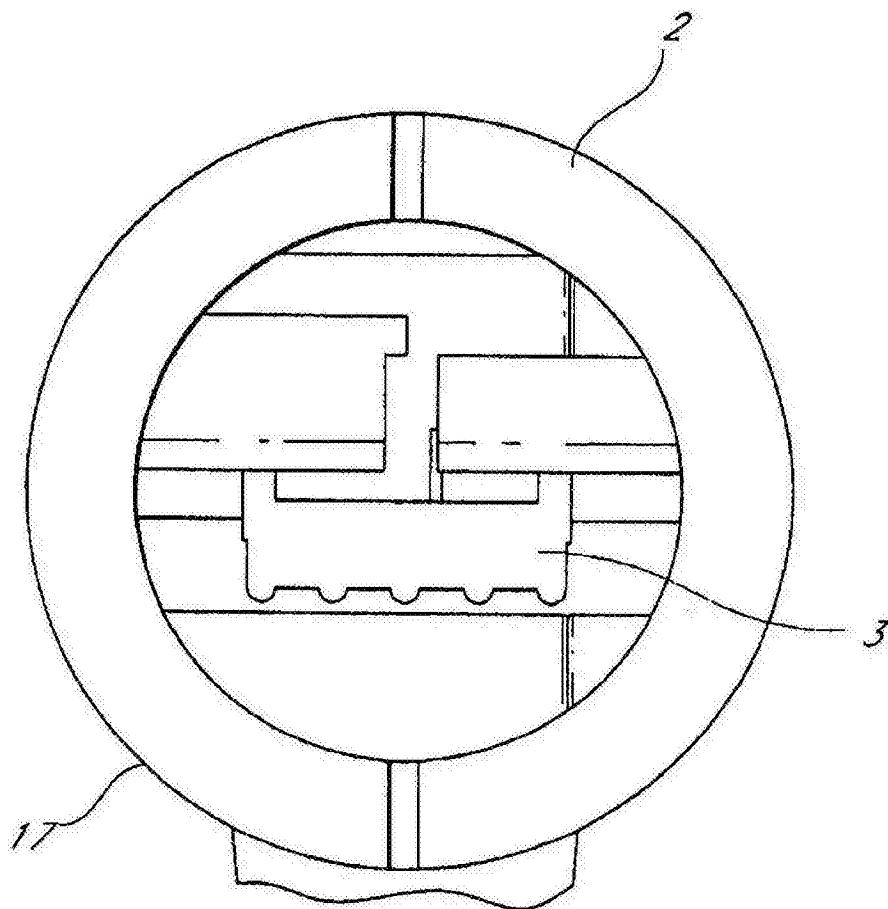


图 35

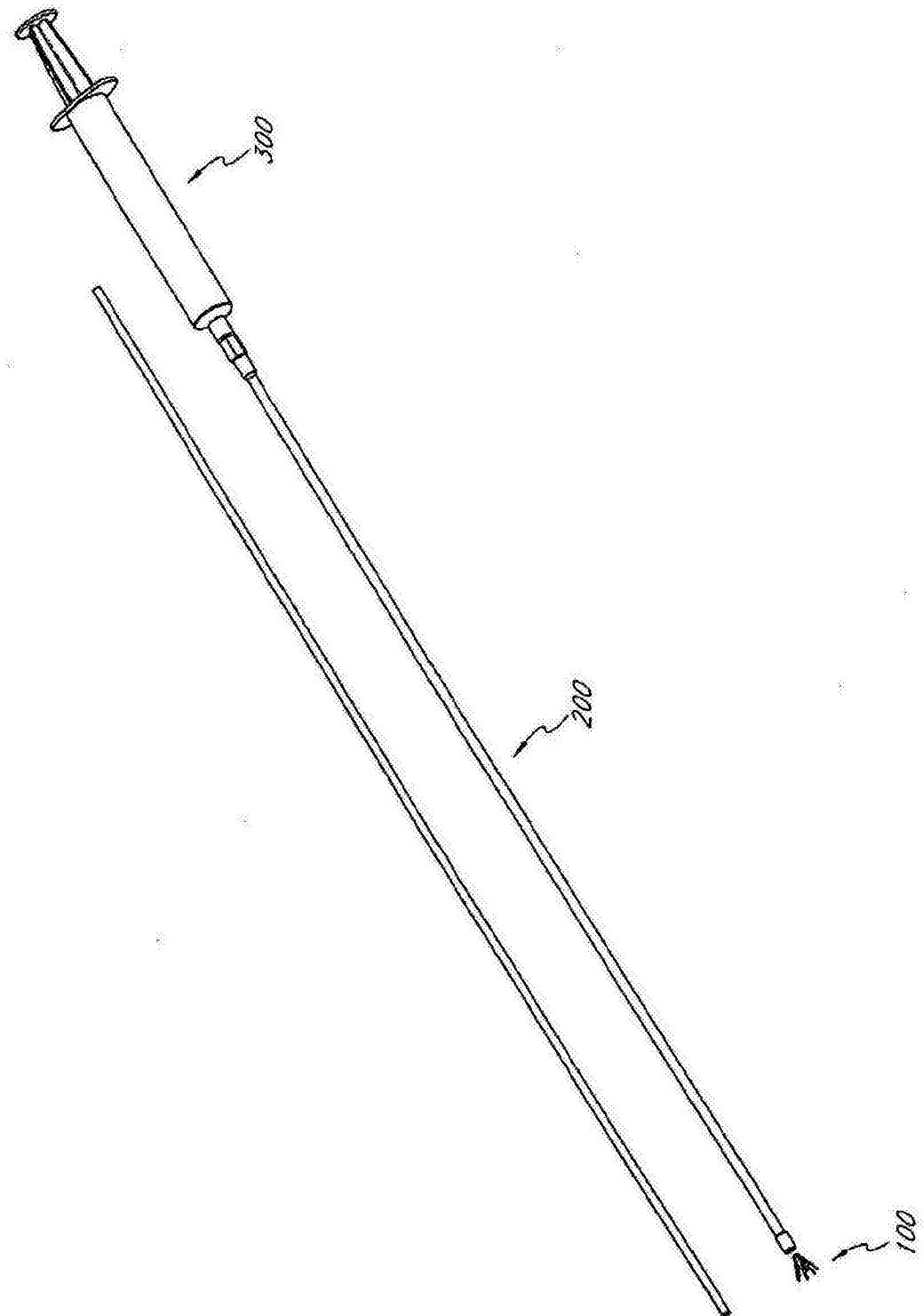


图 36

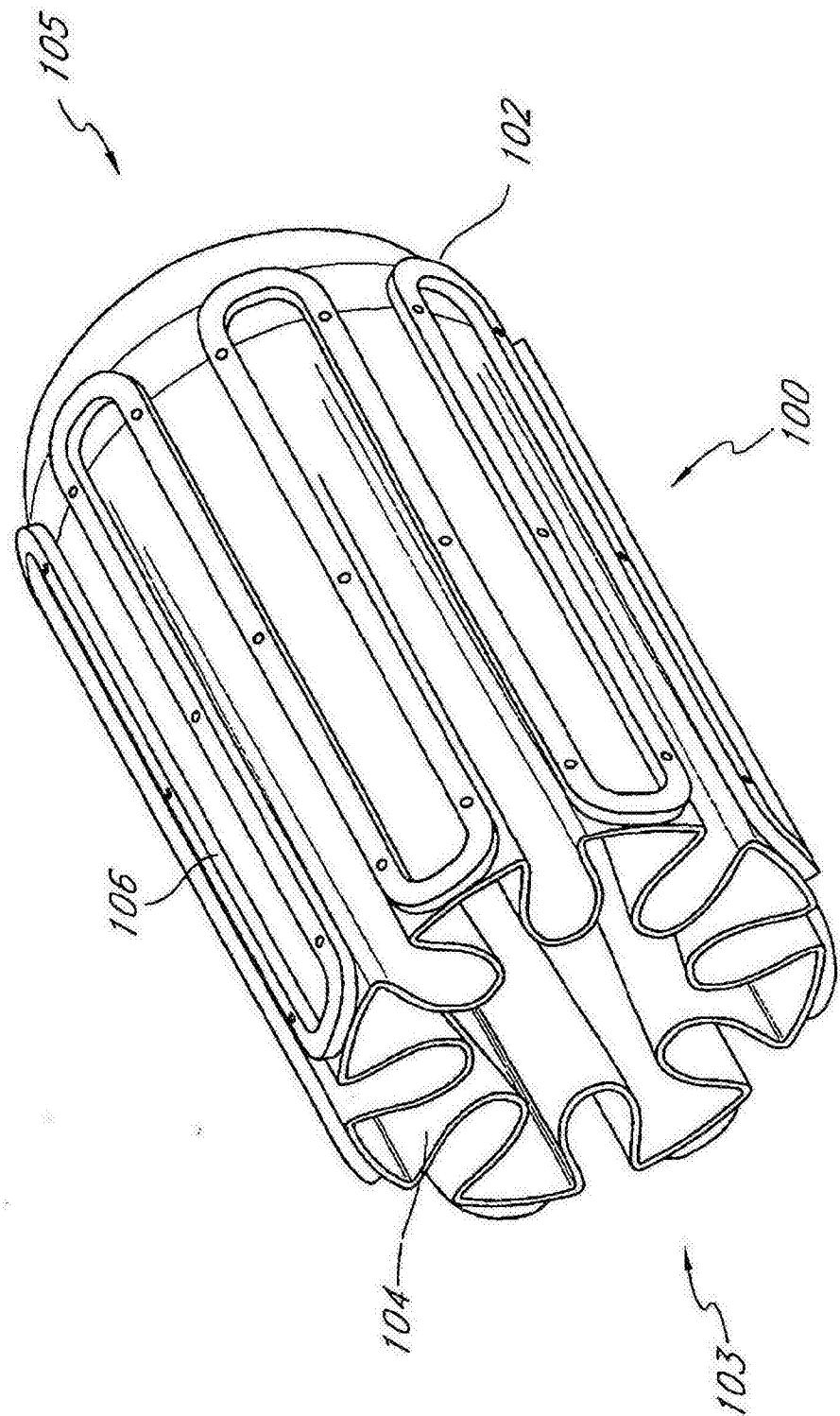


图 37A

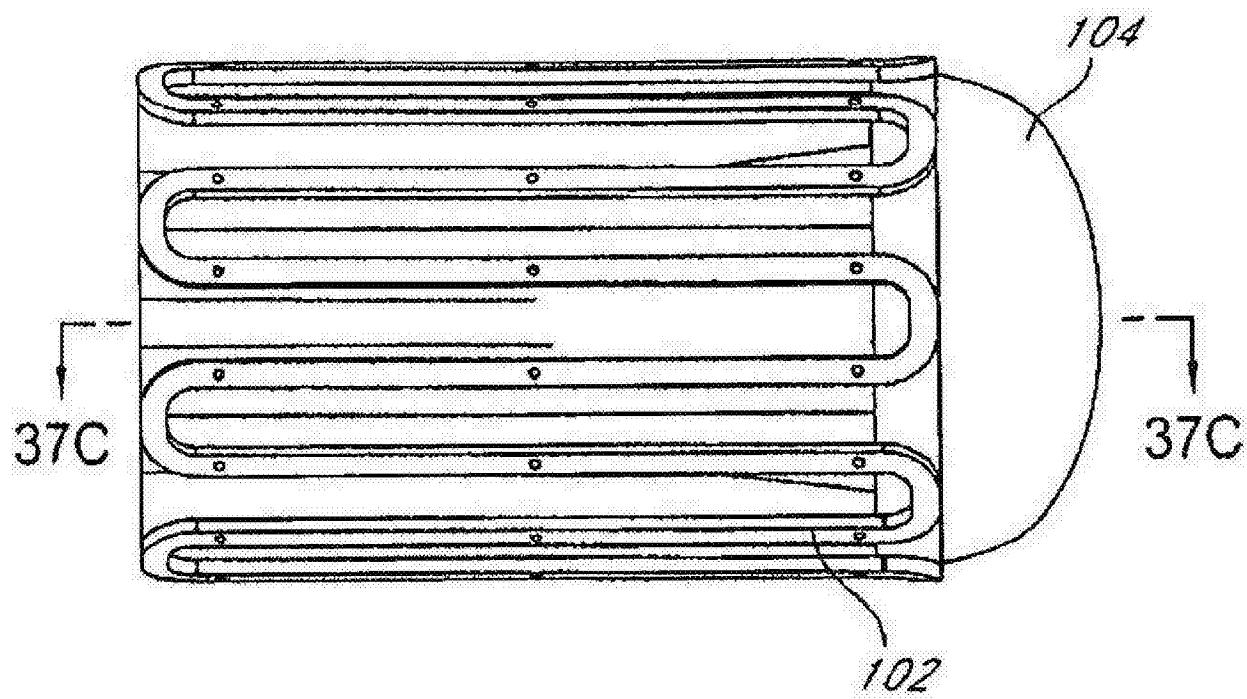


图 37B

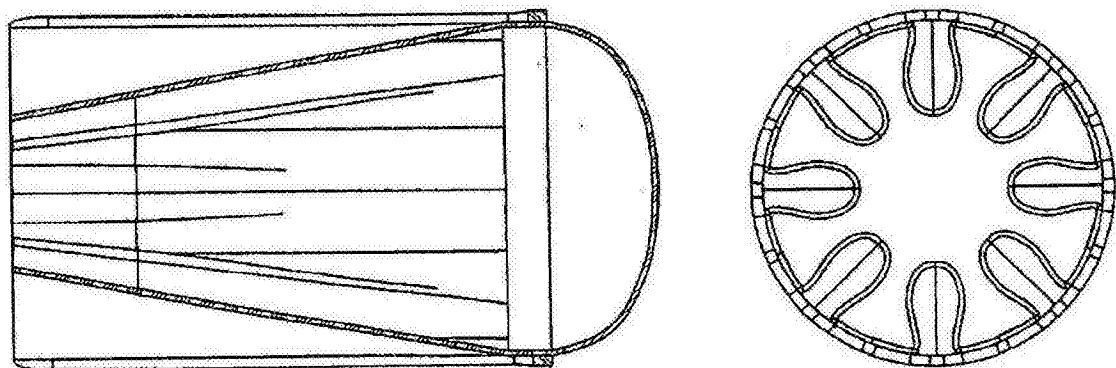


图 37C

图 37D

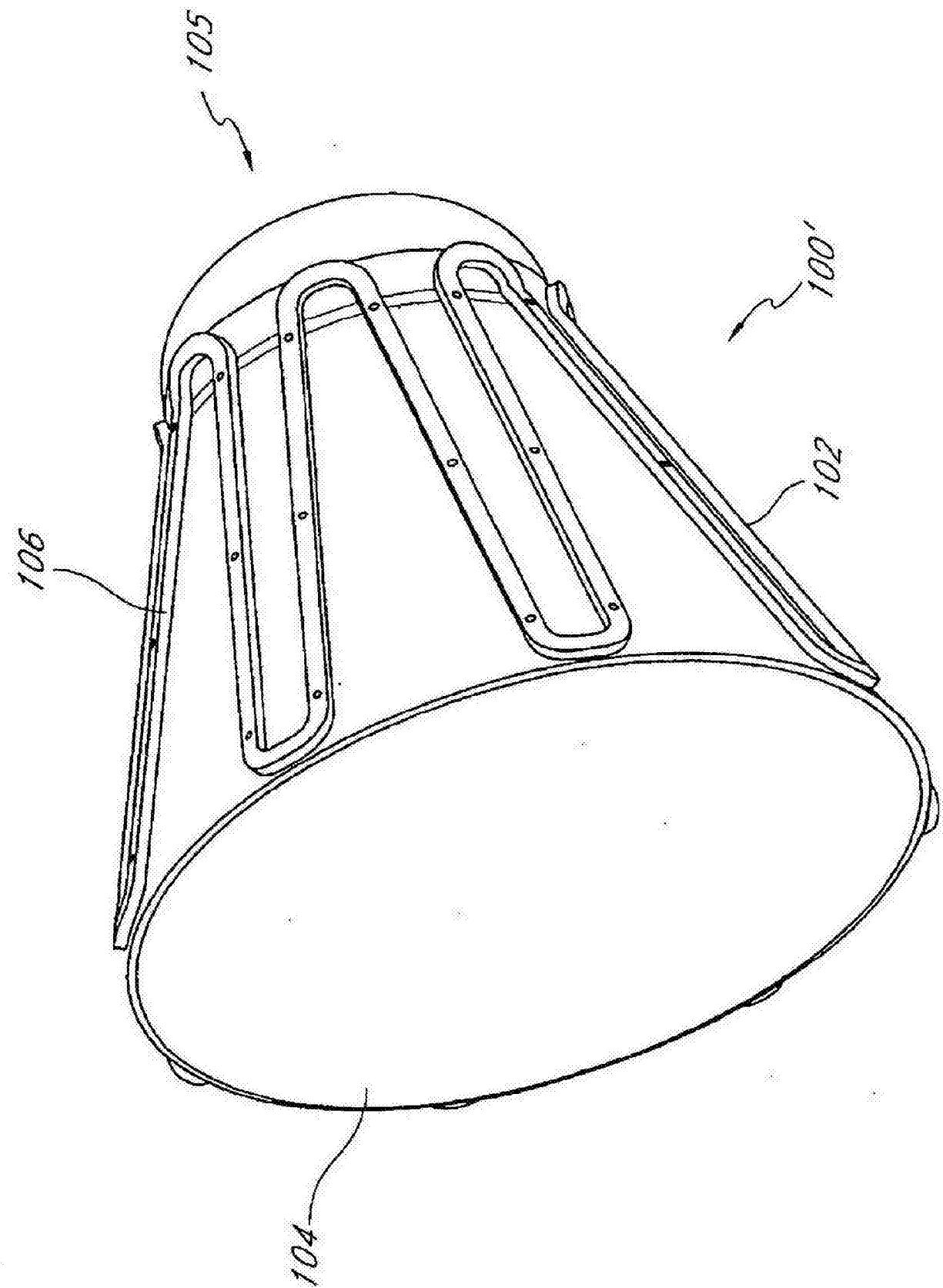


图 38A

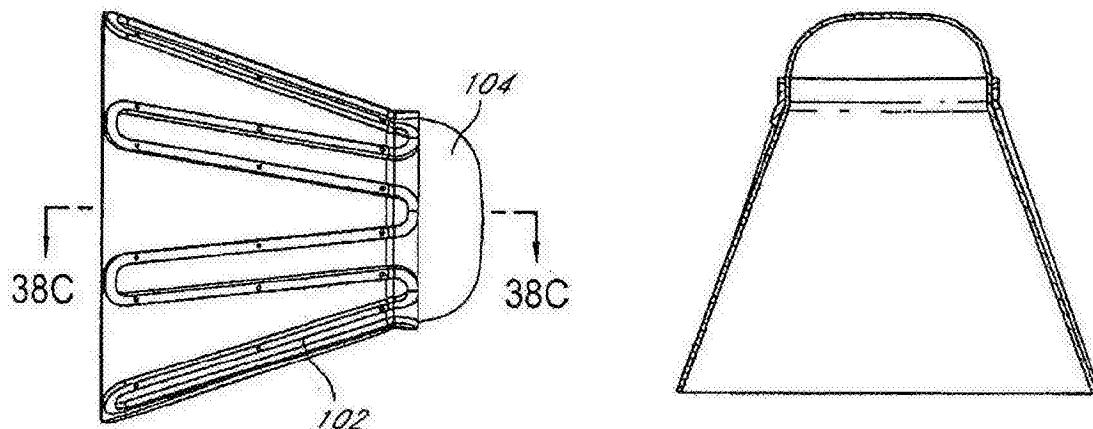


图 38C

图 38B

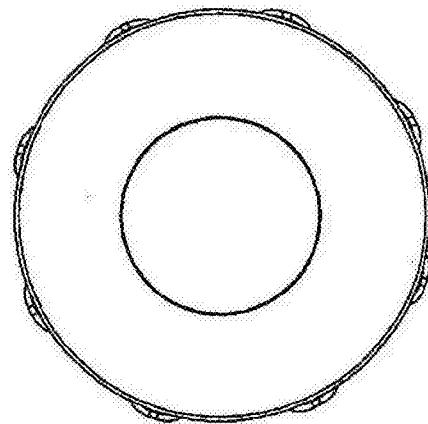


图 38D

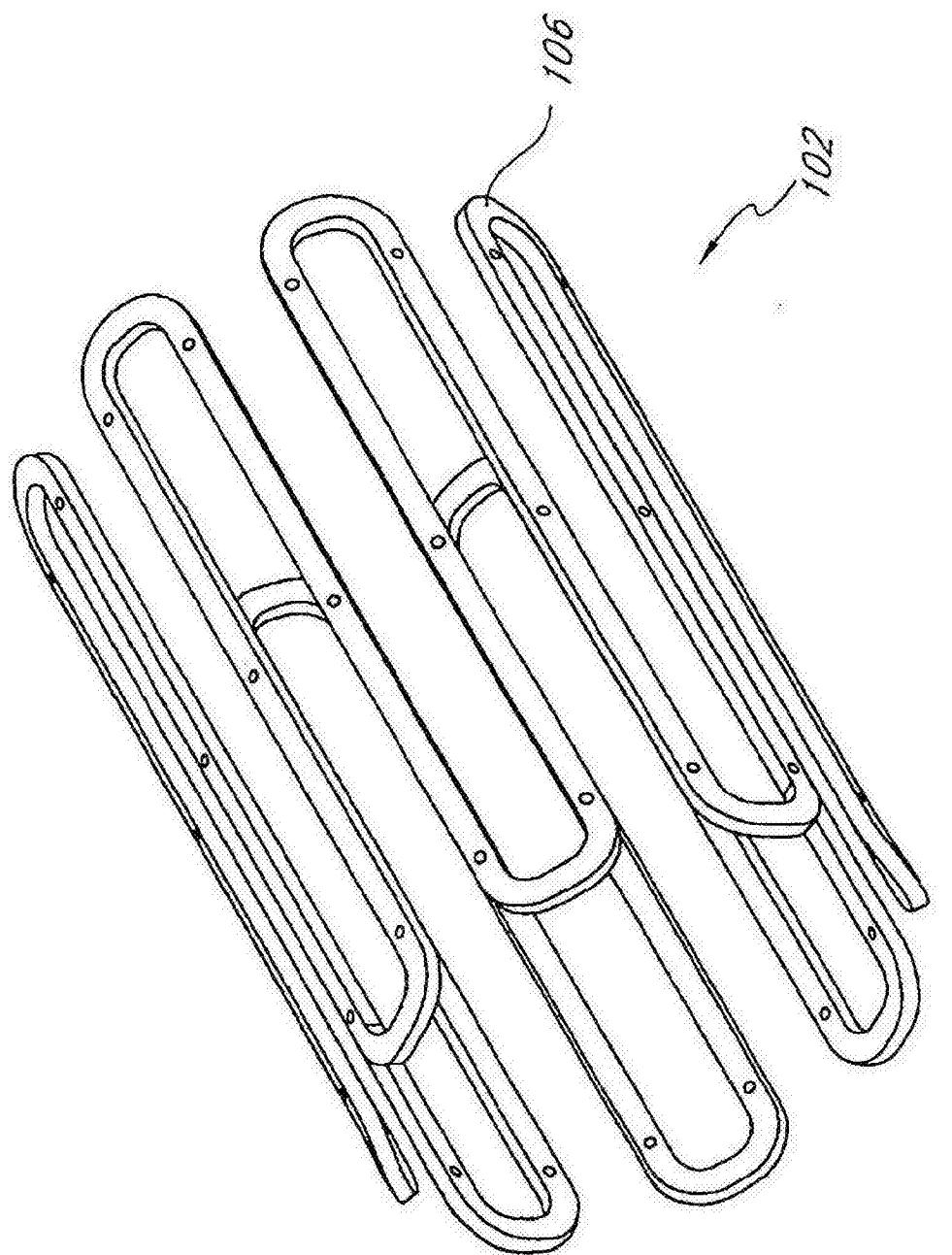


图 39A

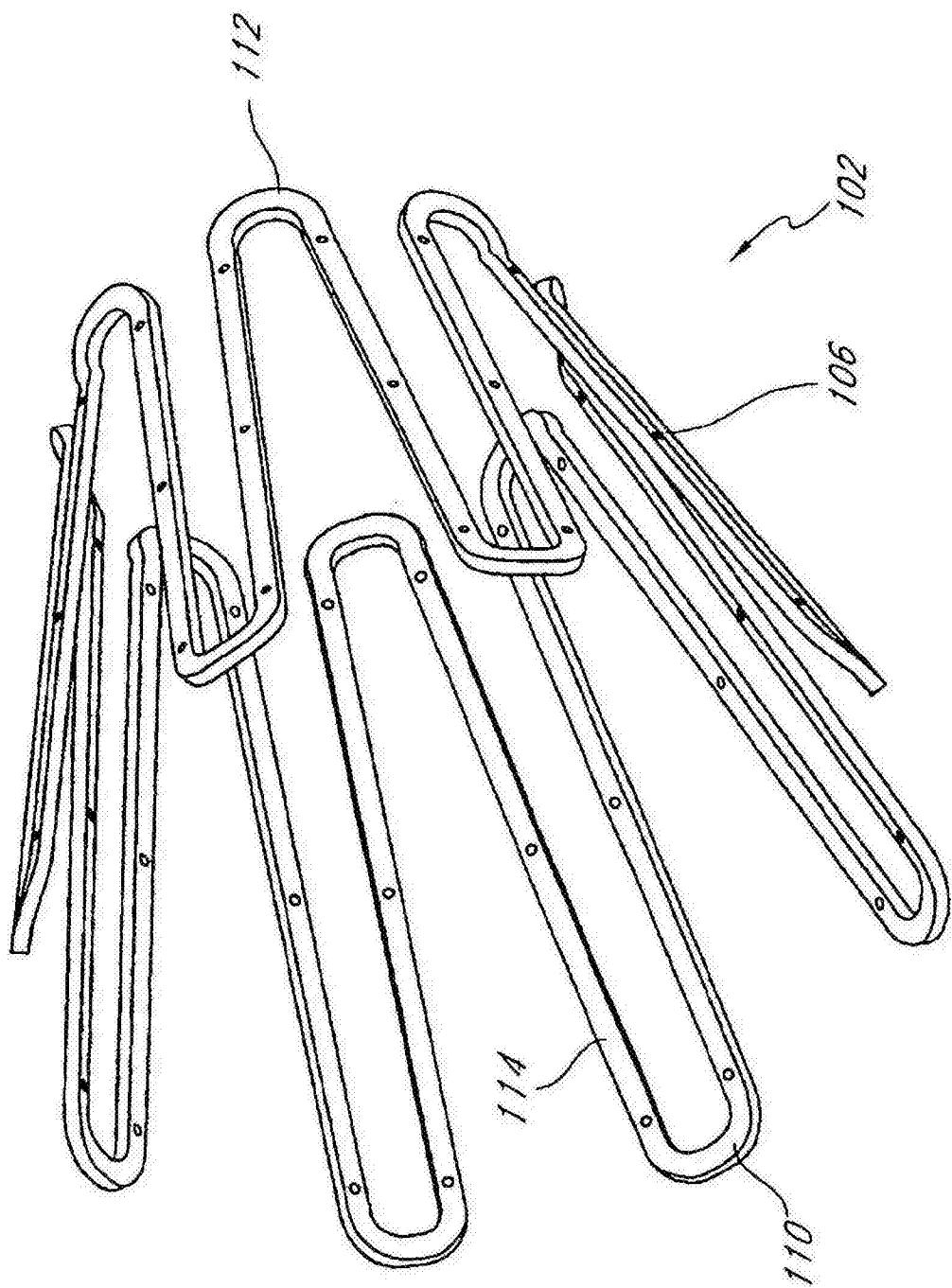


图 39B

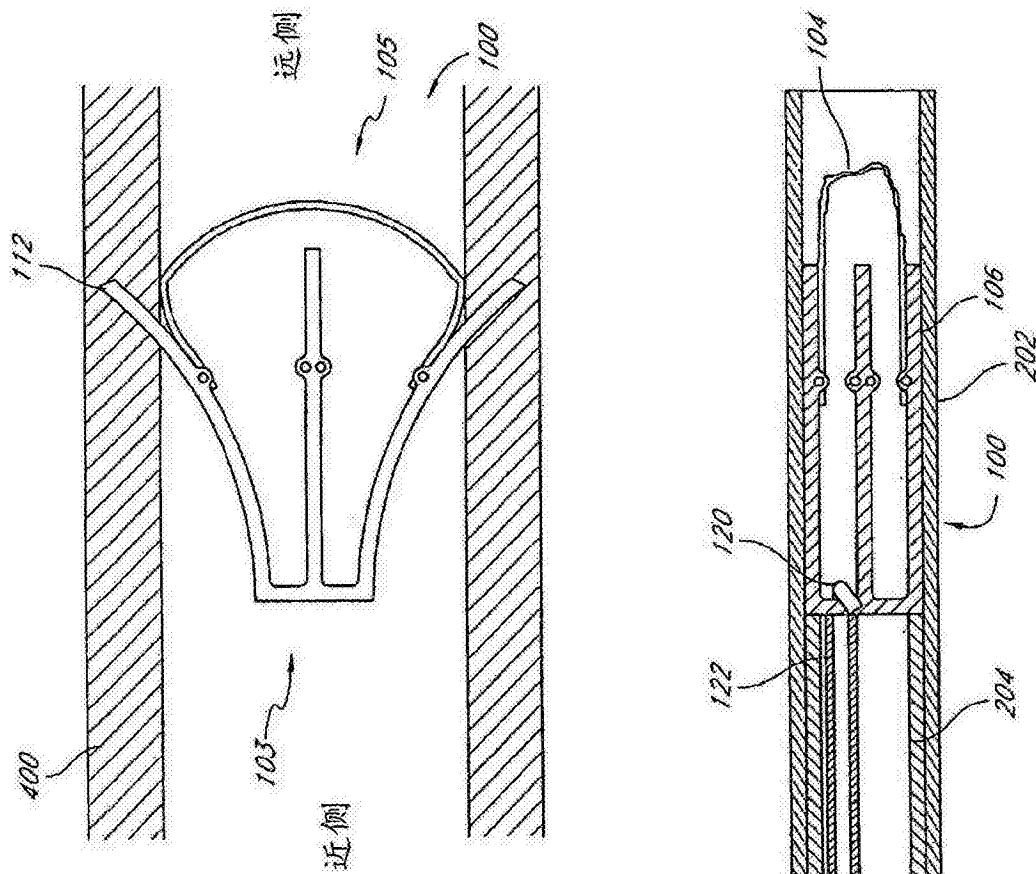


图 40

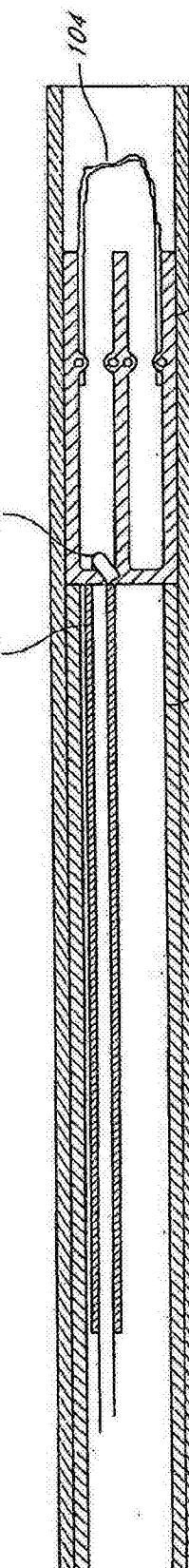


图 41

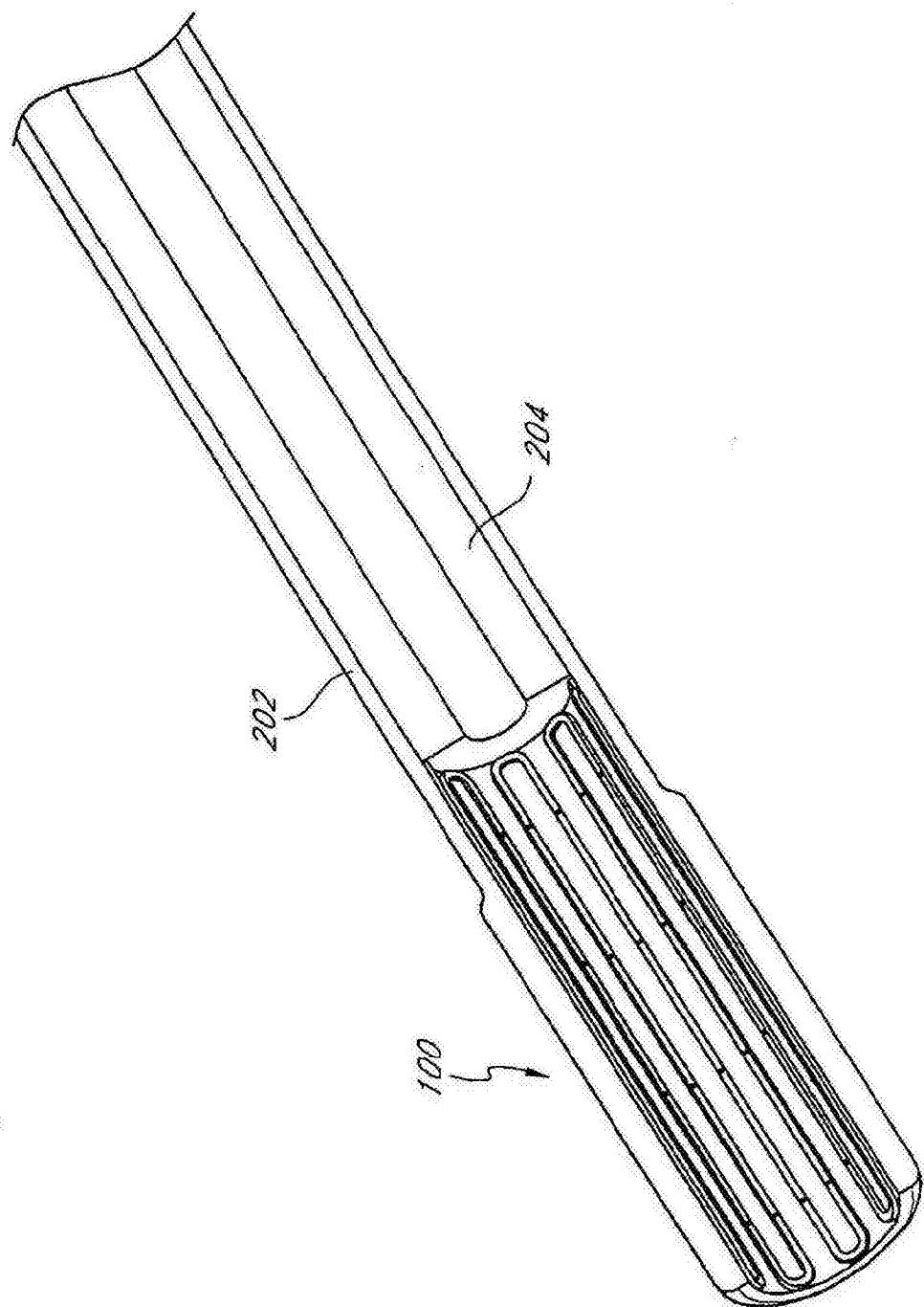


图 42

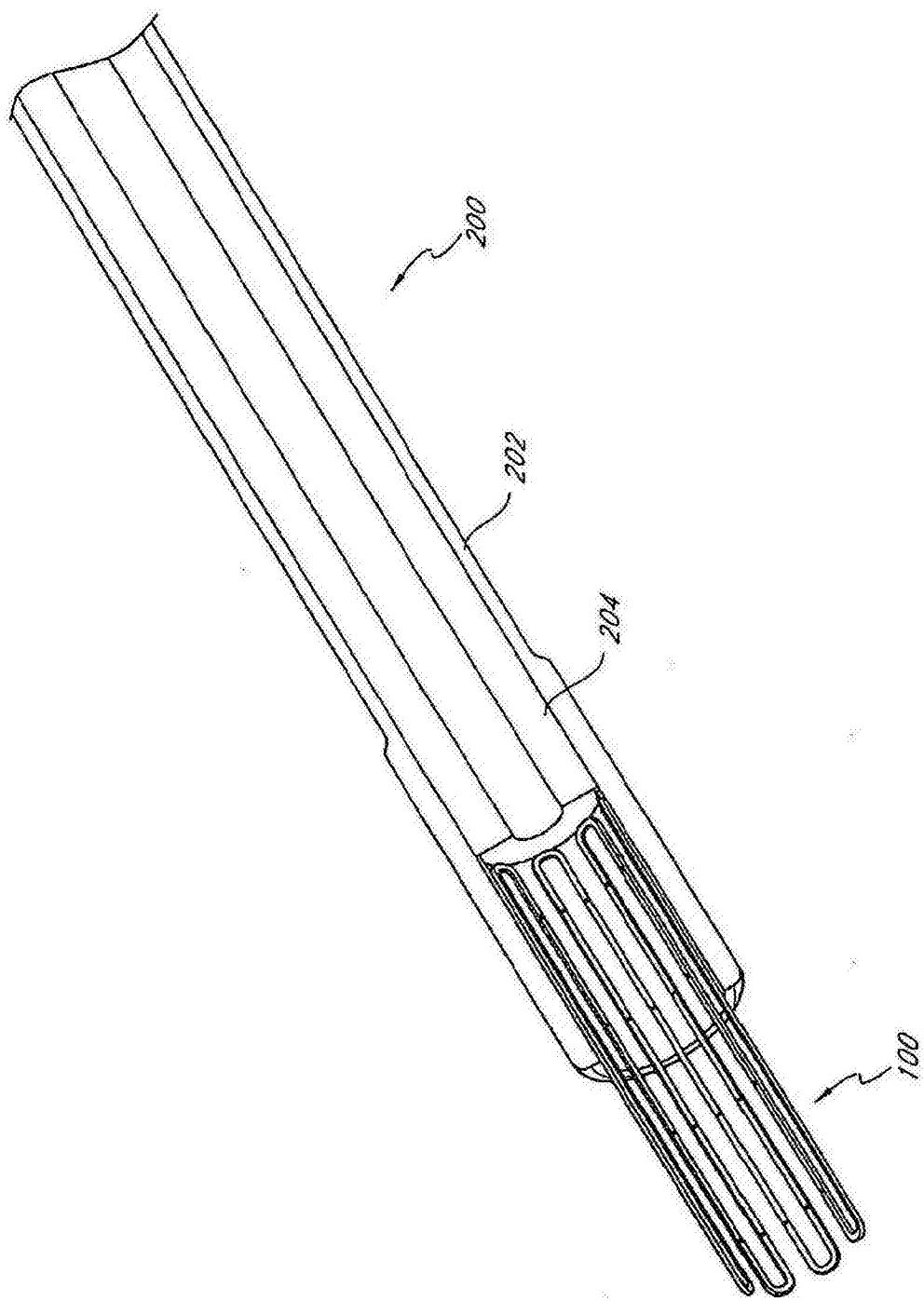


图 43

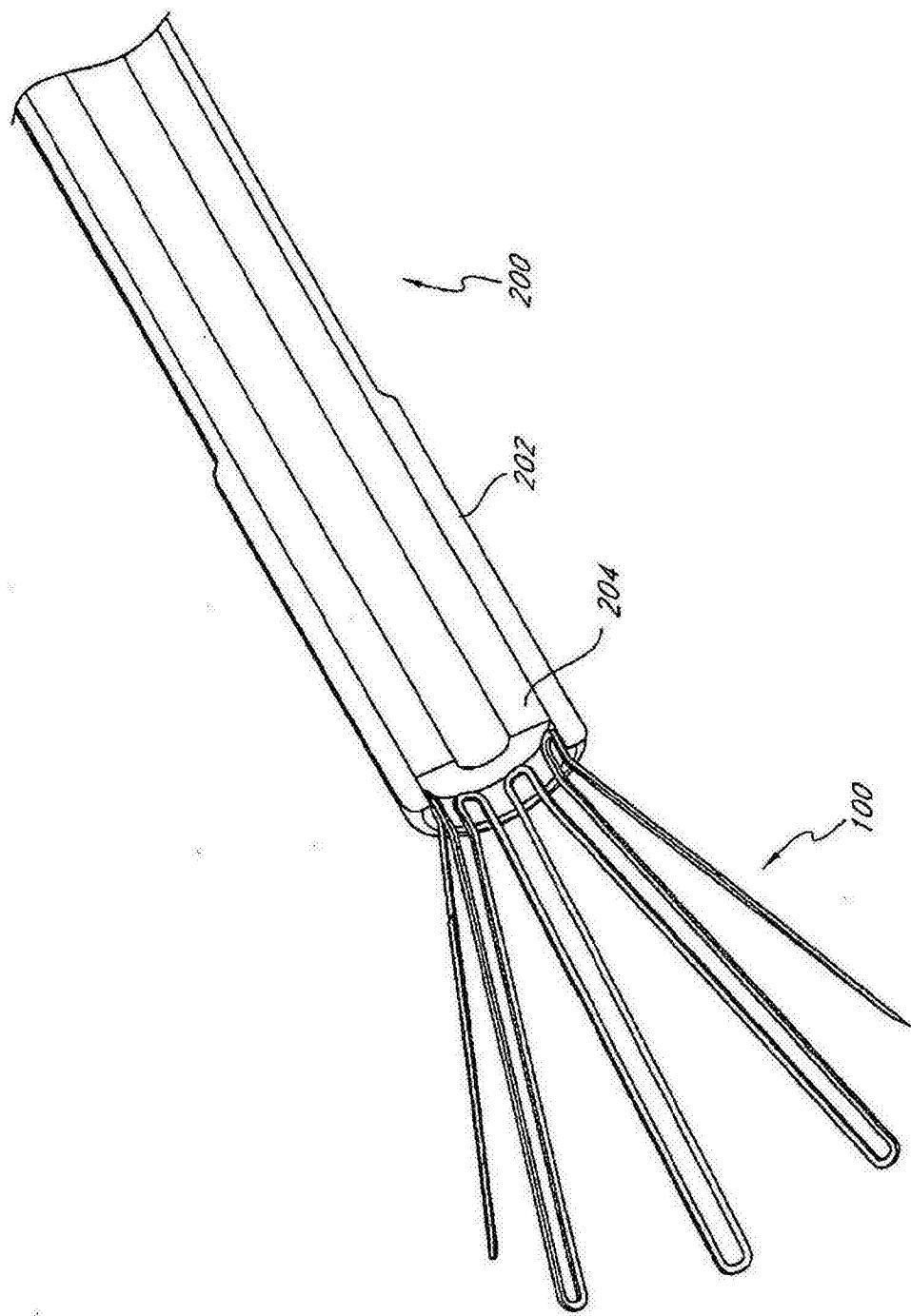


图 44