



(10) 授权公告号 CN 112334083 B

(45) 授权公告日 2024. 04. 16

(21) 申请号 201980040492.8

(22) 申请日 2019.06.14

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112334083 A

(43) 申请公布日 2021.02.05

(30) 优先权数据
16/012,426 2018.06.19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.12.16

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2019/037265 2019.06.14

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/245913 EN 2019.12.26

(73) 专利权人 斯瑞克公司
地址 美国密歇根州
专利权人 史赛克欧洲运营控股有限
责任公司

(72) 发明人 瑞安·马修·格朗德菲尔德
亚历山德鲁·利诺夫

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240
专利代理师 殷爽

(51) Int.Cl.
A61B 17/221 (2006.01)

(56) 对比文件
JP 2007000365 A, 2007.01.11
JP 2014533131 A, 2014.12.11
JP 2017535352 A, 2017.11.30
US 8460313 B2, 2013.06.11
CN 105377156 A, 2016.03.02
CN 107205745 A, 2017.09.26
US 2004199201 A1, 2004.10.07

审查员 陈伟潘

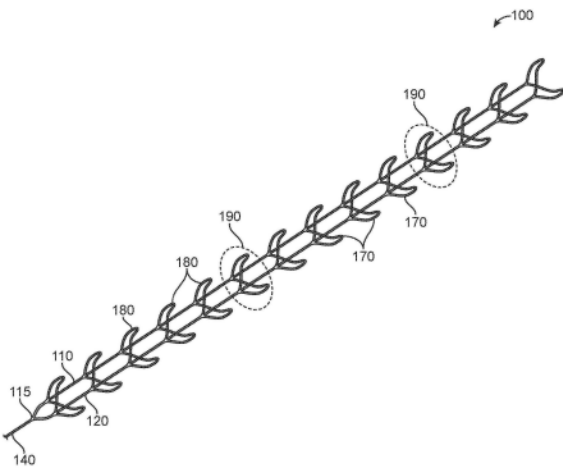
权利要求书2页 说明书11页 附图22页

(54) 发明名称

具有多个栓子切除术结构的栓子切除术装置

(57) 摘要

一种栓子切除术装置包括一对沿装置的纵轴以基本上平行的构型延伸的长型脊柱构件,具有附接到脊柱构件的第一个的第一端和附接到脊柱构件的另一个的第二端的第一多个凝块接合结构,以及具有附接到与第一多个附接的凝块接合结构偏移180的相应的第一脊柱构件和第二脊柱构件的第一端和第二端的第二多个凝块接合结构,使得当栓子切除术装置在凝块旁边的血管内抽出鞘时,第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构中的一个接触并压靠血管壁,以提供偏置力来促进第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构中的另一个与凝块接合。



1. 一种长型栓子切除术装置, 当所述栓子切除术装置在血管内由输送导管释放时, 所述栓子切除术装置被偏压以从径向约束构型扩张为径向扩张构型, 所述栓子切除术装置包括:

沿所述栓子切除术装置的纵向轴延伸的第一长型脊柱构件;

与所述第一长型脊柱构件平行的沿所述栓子切除术装置的纵向轴延伸的第二长型脊柱构件,

第一多个凝块接合结构, 所述第一多个凝块接合结构中的每个凝块接合结构具有附接到所述第一长型脊柱构件的第一端和附接到所述第二长型脊柱构件的第二端; 以及

第二多个凝块接合结构, 所述第二多个凝块接合结构中的每个凝块接合结构具有第一端和第二端, 所述第一端在以下位置处附接到所述第一长型脊柱构件, 在该位置处所述第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构的第一端附接到所述第一长型脊柱构件; 所述第二端在以下位置处附接到所述第二长型脊柱构件, 在该位置处所述第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构的第二端附接到所述第二长型脊柱构件,

推送器线, 其中所述第一长型脊柱构件和所述第二长型脊柱构件中的每一个均附接到所述推送器线的远端部分,

其中相应凝块接合结构是弹性的, 并且被配置为使得当所述栓子切除术装置在凝块旁边的血管内抽出鞘时, 所述第一多个凝块接合结构和所述第二多个凝块接合结构中的一个的凝块接合结构接触并压靠在血管壁上, 以提供偏置力来促进所述第一多个凝块接合结构和所述第二多个凝块接合结构中的另一个的凝块接合结构与所述凝块的接合, 其中所述凝块接合结构的每个包括相应的弯曲区域, 所述弯曲区域从所述第一长型脊柱构件延伸至所述凝块接合结构的中间部分, 并且从所述中间部分延伸至所述第二长型脊柱构件, 并且其中所述凝块接合结构的相应的中间部分具有V形/叉状构型。

2. 根据权利要求1所述的栓子切除术装置, 其中当所述栓子切除术装置处于径向扩张构型时, 分别地, 所述第一多个凝块接合结构的中间部分形成沿所述栓子切除术装置的纵向轴的径向向外延伸的第一系列的对齐的峰, 并且所述第二多个凝块接合结构的中间部分形成沿所述栓子切除术装置的纵向轴的径向向外延伸的第二系列的对齐的峰。

3. 根据权利要求2所述的栓子切除术装置, 其中当所述栓子切除术装置处于所述径向扩张构型时, 所述凝块接合结构的中间部分相对于所述栓子切除术装置的纵向轴呈锐角, 并且所述中间部分向远端延伸。

4. 根据权利要求2所述的栓子切除术装置, 其中所述第一系列的峰与所述第二系列的峰周向地偏移 180° 。

5. 根据权利要求2所述的栓子切除术装置, 其中所述峰是钳形的。

6. 根据权利要求1所述的栓子切除术装置, 其中所述凝块接合结构具有非弓形构型。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的栓子切除术装置, 其中所述第一多个凝块接合结构与所述第二多个凝块接合结构对齐。

8. 根据权利要求1-6中任一项所述的栓子切除术装置, 其中所述第一长型脊柱构件和所述第二长型脊柱构件由抗拉伸材料构成, 并且被配置为使得当所述栓子切除术装置在所述血管内平移时, 相应的所述第一多个凝块接合结构和所述第二多个凝块接合结构同时与所述第一长型脊柱构件和所述第二长型脊柱构件平移以促进凝块接合结构与所述凝块接

合。

9. 根据权利要求1-6中任一项所述的栓子切除术装置,其中所述第一长型脊柱构件和所述第二长型脊柱构件被配置为当所述栓子切除术装置在所述输送导管内或在所述血管内平移、前进或撤回时沿栓子切除术装置的纵向轴弯曲和对齐所述栓子切除术装置。

10. 根据权利要求9所述的栓子切除术装置,其中当所述栓子切除术装置在所述血管内靠近所述凝块部署时,通过所述第一长型脊柱构件和所述第二长型脊柱构件对所述栓子切除术装置的对齐允许相应凝块接合结构与所述凝块对齐。

11. 根据权利要求10所述的栓子切除术装置,其中当所述栓子切除术装置被平移以从所述血管移除所述凝块时,保持相应凝块接合结构与所述凝块的对齐。

具有多个栓子切除术结构的栓子切除术装置

技术领域

[0001] 本文所公开的发明总体上涉及被配置为从脉管系统中移除栓子阻塞物的医疗装置。

背景技术

[0002] 血栓、栓子或凝块可能出现在人的脉管系统中。有时此类凝块会无害地溶解在血流中。然而,在其他时候,此类凝块可能滞留在神经脉管的血管管腔内(即颈动脉的下游),在那里所述凝块可以部分或完全阻塞血液流动,称为“缺血性事件”。如果部分或完全阻塞的血管将血液输送到敏感组织诸如脑、肺或心脏,则可能导致严重的组织损伤。动脉粥样硬化可能会加剧此类缺血性事件,动脉粥样硬化是一种导致血管变得狭窄和/或弯曲的脉管疾病。在某些情况下,血管的变窄和/或弯曲增加可能导致动脉粥样硬化斑块的形成,这可能导致进一步的并发症。

[0003] 已知的栓子切除术装置可以用于各种应用中,以从血管中移除血凝块或其他异物。此类装置包括一种圆柱形支架栓子切除术装置,诸如授予Grandfield的美国专利号8,529,596中所示和所述的那些装置,将所述专利的全部内容通过引用并入本文。此外,栓子切除术装置可以包括多个支架,诸如具有同心地设置在外接合“支架篮(stent-basket)”内的内部圆柱形支架,或者具有多个相邻地设置的内部圆柱形支架,如美国专利号8,852,205中所示和所述的那些,将所述专利的全部内容通过引用并入本文。

[0004] 图1A-图1B示出了由Stryker Corporation的神经脉管部门(Neurovascular Division)制造和销售的示例性现有技术栓子切除术装置12

[0005] (<http://www.stryker.com/en-us/products/NeurovascularIntervention/index.htm>)。图1A以二维平面图示出了栓子切除术装置12,并且图1B示出了装置12的三维扩张管状构型。栓子切除术装置12由形状记忆、可自扩张和生物相容性材料(诸如镍钛诺)构成。栓子切除术装置12优选通过激光切割形状记忆材料的管或片来制造。栓子切除术装置12连接到从装置12向近侧延伸的长型柔性线40上;线40被配置为通过鞘和/或导管将栓子切除术装置12推入和拉入血管中的目标部位。

[0006] 如图1A所示,栓子切除术装置12包括近端部分14、主体部分16和远端部分18,主体部分包括多个纵向波状元件24(例如,线、支柱),其中相邻的波状元件彼此为异相并且以形成在装置的相应近端和远端部分之间延伸的多个对角设置的单元结构26的方式连接。栓子切除术装置12的主体部分16和远端部分18中的单元结构26围绕装置12的纵轴30连续且周向地延伸(图1A-图1B)。

[0007] 特别地,近端部分14中的单元结构26围绕装置12的纵轴30小于周向地延伸。选择主体部分16的单元结构26的尺寸和材料特征以产生足够的径向力(例如,当主体部分的外径在1.0mm至1.5mm之间时,每单位长度的径向力在0.005N/mm至0.100N/mm之间、优选在0.040N/mm至0.080N/mm之间)和接触相互作用,致使单元结构26和/或元件24以允许栓子阻塞物从患者部分或完全移除的方式与驻留在脉管系统中的栓子阻塞物接合。装置12的对角

设置的单元结构26的异相构型允许径向力沿主体部分16分布,使得元件24以螺旋或非对称的方式(如图2所描绘)而不是以环形或对称的方式接合阻塞物和/或接触血管壁。

[0008] 如图1B最佳地所示,栓子切除术装置12具有约32毫米的总长度L1,其中主体部分16的长度L2测量为约20毫米。通常,主体部分16的长度通常比近端部分14的长度长了约2.5至约3.5倍之间。

[0009] 图2示出了图1A-图1B的设置在捕获栓子阻塞物或凝块75的患者弯曲脉管解剖结构的目标部位的栓子切除术装置12。在未扩张或径向压缩构型(未示出)中,诸如当栓子切除术装置12被设置在输送导管80内时,栓子切除术装置12具有在0.4至0.7毫米之间的未扩张外径(UOD)。在径向扩张构型(图1B-图2)中,栓子切除术装置12具有在2.5至5.0毫米之间的扩张外径(EOD)。栓子切除术装置12产生足够的径向力和接触相互作用,导致支柱元件24和/或单元结构26接合/诱捕/封装/捕获/夹紧和/或截留设置在血管70内的栓子阻塞物75,从而允许栓子阻塞物75从患者移除。主体部分16在完全扩张构型中的直径为约4.0毫米,其中单元图案、元件24尺寸和材料被选择成当主体部分的直径减小到在1.0毫米至1.5毫米之间时产生0.040N/mm至0.050N/mm之间的径向力。单元图案26、支柱尺寸24和一种或多种材料被选择成当主体部分16的直径减小到3.0毫米时产生0.010N/mm至0.035N/mm之间的径向力。

[0010] 不管用于制造栓子切除术装置12的技术如何,支柱元件24相互连接的方式决定了装置的纵向和径向刚性和柔性。需要径向刚性来提供接合凝块或栓塞阻塞物75所需的径向力,但是需要径向柔性来促进装置12的径向压缩以输送到目标部位。需要纵向刚性来将接合的凝块或栓塞阻塞物75从血管70中拉出,但是需要纵向柔性来促进装置12的输送(例如,通过弯曲的脉管系统)。栓子切除术装置12的图案通常被设计成保持装置12的纵向和径向刚性和柔性之间的最佳平衡。然而,在某些应用中,在将装置12设置在血管70中之后,并且一旦栓子切除术装置12受到用于缩回或撤回的张力,装置12(特别是主体部分16)倾向于拉伸产生更小的轮廓或外径(OD),类似于上述未扩张的外径(UOD)(例如,在0.4至0.7毫米之间)。

[0011] 图3A示出了图1A-图1B和图2的设置在从导管80远侧定位的血管70中并且具有较小的轮廓/OD的栓子切除术装置12。装置12的拉伸和更小的轮廓/OD可以导致待撤回的装置12经过栓塞阻塞物75而不接合或捕获阻塞物75,如图3A和图3C-图3G所示。图3B-图3G是具有在其中具有栓子阻塞物75的管腔72的血管70的截面图。在用于从血管管腔72移除栓子阻塞物75的栓子切除术程序中,输送导管80通过管腔72前进,直到导管80的远端部分被设置在邻近阻塞物75的目标部位中,径向压缩的栓子切除术装置12被设置在导管80内,如图3C所示。然后相对于导管80向远侧推动栓子切除术装置12,或者相对于栓子切除术装置12(或每个装置中的一些)向近侧撤回导管80,以便将装置12从导管80中部署并进入血管管腔72中,从而允许不再径向约束的栓子切除术装置12在血管管腔72内径向扩张,以便接合、诱捕和捕获阻塞物75。

[0012] 然而,在某些应用中(例如,硬的/致密的栓子阻塞物75),栓子切除术装置12的径向扩张力33不足以克服栓子阻塞物75的硬度和阻力36,以允许装置12的支柱穿透到凝块75中并与凝块75整合,从而最小化装置12向外扩张,如图3D所示,或者从而导致装置12通过围绕阻塞物75延伸而采取阻力最小的路径,如图3E所示。在其他应用中,当径向扩张力33施以

影响并扩张栓子切除术装置12时,一些推力31和拉力32在装置12扩张期间起作用并起反作用,使得没有足够的力被引导或产生以克服栓子阻塞物75的阻力36,如图3F所示。通常,装置12中的这些力31/32允许装置12的支柱部分地或不充分地穿透和/或整合阻塞物75,如图3G所示。不希望的最小扩张轮廓/OD(图3D)、围绕阻塞物75延伸的伸长轮廓/OD(图3E)或与阻塞物75最低限度接合的装置12的不太合适的扩张(图3F-图3G)不会导致装置12最低限度地穿透、整合、接合和/或诱捕阻塞物75,当装置12被撤回时,装置12倾向于经过或留下栓子阻塞物75而不捕获和/或移除阻塞物75。

发明内容

[0013] 所公开的发明的实施方式涉及一种栓子切除术装置,栓子切除术装置当从输送导管释放到血管中时被偏压以从径向约束构型扩张到径向扩张构型,栓子切除术装置包括沿栓子切除术装置的纵轴延伸的以基本上平行的关系布置的第一长型(elongate,细长、伸长)脊柱构件和第二长型脊柱构件、具有附接到第一长型脊柱构件的第一端和附接到第二长型脊柱构件的第二端的第一多个凝块接合结构、以及第二多个凝块接合结构,第二多个凝块接合结构中的每个凝块接合结构具有在其中第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构的第一端附接到第一长型脊柱构件的位置处附接到第一长型脊柱构件的第一端和在其中第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构的第二端附接到第二长型脊柱构件的位置处附接到第二长型脊柱构件的第二端,其中第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构的相应凝块接合结构是弹性的并且被配置为使得当栓子切除术装置在凝块旁边的血管内抽出鞘时,第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构中的一个的凝块接合结构接触并压靠在血管壁上,以提供偏置力来促进第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构中的另一个的凝块接合结构与凝块的接合。

[0014] 在一个实施方式中,第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构的每个凝块接合结构的中间部分具有人字形(chevron)/叉状(furcula-like)构型。作为实例而非限制,第一多个凝块接合结构的中间部分可以形成沿栓子切除术装置的纵轴径向向外延伸的第一系列基本上对齐的峰,并且第二多个凝块接合结构的中间部分形成沿栓子切除术装置的纵向轴径向向外延伸的第二系列基本上对齐的峰,其中第一系列的峰可以从第二系列的峰周向地偏移大约180°。在一些此类实施方式中,峰可以是颚形的(jaw-shaped)。

[0015] 在不同实施方式中,第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构的凝块接合结构可以具有弓形(arcuate)或非弓形构型。

[0016] 在不同实施方式中,第一多个凝块接合结构可以与第二多个凝块接合结构对齐。

[0017] 在不同实施方式中,栓子切除术装置包括推送器线,其中第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件中的每一个都附接到推送器线的远端部分。

[0018] 在不同实施方式中,第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件由抗拉伸材料构成,并且被配置为使得当栓子切除术装置在血管内近似平移时,相应的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构同时与第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件近似平移来促进凝块接合结构与凝块接合。

[0019] 在不同实施方式中,第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件被配置为当栓子切除术装置在输送导管内或在血管内平移、前进或撤回时沿纵向中性轴弯曲和对齐装置,其中

当栓子切除术装置在血管内靠近凝块部署(展开、配置,deploy)时,栓子切除术装置被第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件对齐,优选地允许相应的凝块接合结构与凝块对齐。优选地,当装置被近似的平移以从血管移除凝块时,保持相应凝块接合结构与凝块的对齐。

[0020] 参考附图,从随后的详细描述中,所公开的本发明的实施方式的其他和进一步的方面和特征将变得清楚。

附图说明

[0021] 图1A-图1B是现有技术的栓子切除术装置的透视图。

[0022] 图2是示出了在血管内捕获栓子阻塞物时的图1A-图1B所描绘的现有技术的栓子切除术装置的截面图。

[0023] 图3A是示出了定位于邻近栓子阻塞物的血管内的图1A-图1B的现有技术的栓子切除术装置的透视图,并且图3B-图3G是其截面图。

[0024] 图4是根据所公开的本发明的一个实施方式构造的示例性栓子切除术装置的平面视图和截面图。

[0025] 图5-图7是根据所公开的本发明的图4的装置的透视图。

[0026] 图8是描绘图4-图7的栓子切除术装置与栓子阻塞物的结合(integration)的示例性透视图。

[0027] 图9是根据所公开的本发明的另一个实施方式构造的示例性栓子切除术装置的平面视图和截面图。

[0028] 图10-图12是根据所公开的本发明的图9的装置的透视图。

[0029] 图13-图14是根据图9的装置的所公开的本发明的可替换的实施方式构造的处于径向扩张构型的示例性栓子切除术装置。

[0030] 图15是图13-图14的装置处于径向约束构型的透视图,并且

[0031] 图16是根据所公开的本发明的图15的装置的详细透视图。

[0032] 图17是根据所公开的本发明图4-图7的装置与抽吸导管一起使用的透视图。

[0033] 图18是根据所公开的本发明的另一个实施方式构造的示例性栓子切除术装置的透视图。

[0034] 图19是设置在弯曲的脉管系统内的图4-图8的栓子切除术装置的透视图,并且

[0035] 图20A-图20D是根据所公开的本发明的实施方式的图4-图8的栓子切除术装置的示例性使用的截面图。

具体实施方式

[0036] 对于下列定义的术语,除非在权利要求或本说明书的其他地方给出不同的定义,否则应采用这些定义。

[0037] 无论是否明确指出,本文中的所有数值均假定为由术语“约”修饰。术语“约”通常是指本领域技术人员认为等同于所叙述的值(即,具有相同的功能或结果)的数字范围。在许多情况下,术语“约”可能包括四舍五入到最接近的有效数字的数字。由端点表示的数字范围包括该范围内的所有数字(例如,1至5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4和5)。如本说明书和所附权利要求中所用,单数形式“一”“一个”、和“该”包括复数指代,除非上下文另有明确

规定。如在本说明书和所附权利要求中所用,术语“或”通常以其包括“和/或”的含义使用,除非内容清楚地另有规定。

[0038] 在下文中参考附图描述所公开的本发明的各种实施方式。附图不一定是按比例绘制的,为了清楚起见,选择元件的相对比例可能被放大了,并且在所有附图中,相似结构或功能的元件由相似的附图标记表示。还应当理解,附图仅旨在有助于对实施方式的描述,而不旨在作为本发明的详尽描述或对本发明范围的限制,本发明的范围仅由所附权利要求及其等同物限定。此外,所公开的本发明的图示实施方式不需要具有所示的所有方面或优点。结合所公开的本发明的特定实施方式描述的方面或优点不一定限于该实施方式,并且可以在任何其他实施方式中实践,即使没有如此展示。

[0039] 图4-图7示出了根据所公开的本发明的一个实施方式构造的长型栓子切除术装置100。图4描绘了在二维平面视图(诸如如果将装置平放在表面上)中的栓子切除术装置100。栓子切除术装置100可以由单一组件形成(例如,平板或圆柱形、管状结构的激光切割;3D打印;挤压等),或者也可以包括彼此焊接、键合或以其他方式连接的独立组件。作为装置的非限制性实例,当由单一组件形成时,图4的二维平面视图可以用作切割图案;诸如,将图案放置在管状结构之上和/或周围,以通过将图案激光切割到管状结构中来制造栓子切除术装置100。此外,如本说明书中所用,术语“连接(couple)”可以是指可以直接或间接附接、固定或以其他方式连接的一个或多个组件。栓子切除术装置100包含自扩张和/或形状记忆材料(诸如镍钛诺)、或其他合适的材料或其组合(例如,不锈钢、钛、铂、镍、钽、铬钴合金等)。栓子切除术装置100可以由线、支柱、线束、拉制填充管等构成。栓子切除术装置100可以包括不透射线标记物或者涂覆有一层不透射线材料。

[0040] 如图4所示,栓子切除术装置100包括近侧部分144、远侧部分150和在其间延伸的纵轴130。栓子切除术装置100具有沿纵轴130延伸的第一长型脊柱构件110、和沿纵轴130延伸并基本上平行于第一长型脊柱110设置的第二长型脊柱构件120。栓子切除术装置100具有第一多个凝块接合结构170,第一多个凝块接合结构170中的每个凝块接合结构170具有附接到第一长型脊柱构件110的第一端172和附接到第二长型脊柱构件120的第二端174。栓子切除术装置100还具有第二多个凝块接合结构180,第二多个凝块接合结构中的每个凝块接合结构180具有第一端182和第二端184,第一端182在其中第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构170的第一端172附接到第一长型脊柱构件110的位置处附接到第一长型脊柱构件110,第二端184在其中第一多个凝块接合结构170的对应凝块接合结构的第二端174附接到第二长型脊柱构件120的位置处附接到第二长型脊柱构件120。

[0041] 在图4的实施方式中,第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120各自具有大约32毫米的总长度L4、测量为大约30毫米的相应有效部分长度L5、和近端部分L6。脊柱构件110和120的活动部分长度L5包括第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180。第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120由合适的抗拉伸材料构成,抗拉伸材料沿它们相应的长度L4具有基本上相同的质量(例如,宽度和/或厚度)。在一些实施方式中,沿第一长型脊柱构件110和/或第二长型脊柱构件120的相应长度L4的质量(例如,宽度和/或厚度)可以变化。例如,与栓子切除术装置100的远侧部分150周围的宽度和/或厚度相比,第一长型脊柱构件110和/或第二长型脊柱构件120可以在栓子切除术装置100的近侧部分144周围更厚和/或更宽。此外,沿第一长型脊柱构件110和/或第二长型脊柱构件120的相应长度

L4的截面图可以包括圆形、椭圆形、正方形或任何其他合适的横截面构型或其组合。近端部分L6包括第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件110和120的相应近端,当相应近端连接在一起时形成天线115,如图5-图8所示。近端部分L6测量为大约0.1至1.0毫米。

[0042] 作为非限制性实例,栓子切除术装置100包括第一多个结构170中的凝块接合结构170和第二多个结构180中的凝块接合结构180,如图4所示。然而,应当理解,第一多个结构和第二多个结构170和180可以具有5至45个之间的凝块接合结构,每个凝块接合结构沿长度L5延伸或者附接到相应的第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120。沿一个或多个凝块接合结构170和/或180的长度的截面图可以包括连续构型或者可以沿它们相应的长度变化。例如,凝块接合结构170中的一个的横截面在第一部分可以是圆形的,并且在第二部分可以是椭圆形的(未示出)。此外,沿凝块接合结构170和/或180中的一个或多个的长度的截面图可以包括圆形、椭圆形、正方形或任何其他合适的横截面构型或其组合。

[0043] 如图4所示,第一多个凝块接合结构170中的每一个都包含人字形/叉状构型,在它们之间具有相应的弯曲区域173和尖端区域175。每个弯曲区域173终止于凝块接合结构170中的每一个的相应的第一端或第二端172、174。此外,第二多个凝块接合结构180中的每一个都具有相应的弯曲区域183,使得当图4的栓子切除术装置100的二维平面视图形成三维构型时,如图5-图7所示,弯曲区域183彼此连接(例如,焊接、熔接、粘接或其他合适的附接方法),从而形成相应的尖端区域185。第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180的人字形/叉状构型辅助、允许或保持第二长型脊柱构件120的位置相对于第一长型脊柱构件110基本上平行,这将在下面进一步详细描述。还应理解的是,栓子切除术装置100可以具有替代的形状,并且第一多个凝块接合结构和170第二多个凝块接合结构180的其他合适的构型被配置为辅助、允许或保持第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120的基本上平行的设置。

[0044] 图5-图7描绘了图4的栓子切除术装置100的装置扩张构型的三维透视图。图5描绘了在扩张构型的透视侧视图中的栓子切除术装置100。图6-图7描绘了在扩张构型的进一步透视图中的栓子切除术装置100,诸如具有设置在3D笛卡尔坐标系的同一平面中的第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件110、120,如图6所示。

[0045] 栓子切除术装置100包含位于近端部分L6(图4)的天线(antenna)115(图5-图8)。天线115由第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120的相应近端通过焊接、熔接、粘接或其他合适的附接方法连接在一起而形成。天线115进一步连接到从栓子切除术装置100向近侧延伸的长型推送器线140。天线115通过焊料、熔接、粘接或其他合适的附接方法连接到推送器线140。推送器线140被配置为通过鞘和/或导管将栓子切除术装置100前进和撤回到血管70中的目标部位(图8)。栓子切除术装置100包含通过鞘和/或导管(未示出)平移的输送约束构型,以及当栓子切除术装置100未被径向约束时的部署扩张构型(图5-图7)。

[0046] 此外,如图5-图7所示,在第一多个凝块接合结构170与相应的第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120之间的附接相对于第二多个凝块接合结构180与相应的第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120之间的附接对称设置,使得尖端区域175、185相对于彼此向外张开。在栓子切除术装置100的扩张构型中,具有相对面对的人字形/叉状构型的对称设置的第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180沿装置100的长度L5限定、勾画或轮廓化多个“颚状”结构190,如图5-图7所示。相应的第一多个凝块接合结构

170和第二多个凝块接合结构180的尖端区域175、185向远侧定向,诸如每个“颚状”结构190面向栓子切除术装置100的远侧部分150,以允许装置100在导管的管腔内重新插入鞘。

[0047] 由于栓子切除术装置100的第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180的相应凝块接合结构的对称性,当装置在具有凝块75的血管70内扩张时,装置100自身通过由多个凝块接合结构180中的一个施加的力、抵靠血管70的壁71或内表面定向在中性旋转轴上,如图19所示。此外,由于栓子切除术装置100的对称性,当装置100通过导管或血管平移(前进或撤回)时,第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120倾向于弯曲并使装置100与中性轴对齐。第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120倾向于弯曲并与装置100的中性轴对齐(图19)允许、许可或确保当装置100部署时栓子切除术装置100的颚状结构190与栓子阻塞物75对齐,使得第一长型脊柱构件110和第二长型脊柱构件120横向于阻塞物设置(图8和图20C-图20D)。

[0048] 图8和图20A-图20D示出了根据所公开的本发明的栓子切除术装置100的示例性使用。图20A-图20D是设置在血管70的管腔72内的栓子切除术装置100的示例性使用的截面图。在未扩张或径向压缩构型中,诸如当栓子切除术装置100被设置在输送导管80内(图20A-图20B)时,栓子切除术装置100具有在0.4至0.7毫米之间的未扩张外径(UOD)。在径向扩张构型(图5-图8和图20D)中,栓子切除术装置100包含在1.5至10毫米之间的扩张外径(EOD)。图8是血管70具有在其中具有栓子阻塞物75的管腔72并且栓子切除术装置100接合阻塞物/凝块75的透视图。形成图4-图8的栓子切除术装置100的“颚状”结构190的第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180的相应凝块接合结构是弹性的并且被配置为使得当栓子切除术装置100在凝块75旁边的血管70内抽出鞘时,第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180中的一个的凝块接合结构接触并压靠在血管的壁71上,以提供偏置力来促进第一多个凝块接合结构170和第二多个凝块接合结构180中的另一个的凝块接合结构与凝块75的接合,如这将在下面进一步详细描述。

[0049] 图20B描绘了布置在输送导管80内的栓子切除术装置100,同时导管80邻近栓子阻塞物/凝块75设置。当栓子切除术装置100前进出导管80时,和/或导管80相对于装置100(或每一个中的一些)向近侧撤回到血管70中(图20C)时,相应的第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件110、120被配置为向外平移(由图20C的箭头a和b所示),同时“颚状”结构190被配置为径向扩张。如示例性的图20C-图20D所示,“颚状”结构190的径向扩张导致第一多个凝块接合结构170接触并压靠血管的壁71上,从提供偏置力,偏置力有助于第二多个凝块接合结构180与栓子阻塞物/凝块75的接合。此外,由多个凝块接合结构180抵靠血管70的壁71施加的推力允许第一和第二脊柱构件110和120围绕凝块75延伸或缠绕,同时允许另一多个凝块接合结构170接合、诱捕、整合、捕获和/或截留凝块75(图20D)。当装置100从收缩构型扩张时,栓子切除术装置100的相应“颚状”构型190产生足够的向外和/或径向力(例如,当主体部分的外径在1.0mm至1.5mm之间时每单位长度的径向力在0.005N/mm至0.10N/mm之间、优选在0.040N/mm至0.080N/mm之间,并且当主体部分的直径为大约3.0mm时每单位长度的径向力优选在0.010N/mm至0.035N/mm之间),以诱捕、接合和/或捕获脉管系统中的阻塞物。

[0050] 图9-图12示出了根据所公开的本发明的其他实施方式构造的栓子切除术装置200。类似于图4-图8的装置100,栓子切除术装置200可以由单一组件形成,或者可以包括焊接、键合或以其他方式彼此连接的独立组件,如前。作为装置的非限制性实例,当由单一组

件形成时,图9的二维平面视图可以用作切割图案;诸如,将图案放置在管状结构之上和/或周围,以通过将所述图案激光切割到管状结构中来制造栓子切除术装置200。栓子切除术装置200包含自扩张和/或形状记忆材料(诸如镍钛诺(Nitinol))、或其他合适的材料或其组合,并且还包括输送约束构型和部署扩张构型(图9-图12)。

[0051] 类似于图4-图8的栓子切除术装置100,图9-图12的栓子切除术装置200包含沿纵轴230延伸的第一长型脊柱构件210、和沿纵轴230延伸并基本上平行于第一长型脊柱110设置的第二长型脊柱构件220。栓子切除术装置200具有第一多个凝块接合结构270,第一多个凝块接合结构270中的每个凝块接合结构270具有附接到第一长型脊柱构件210的第一端272和附接到第二长型脊柱构件220的第二端274。栓子切除术装置200还具有第二多个凝块接合结构280,第二多个凝块接合结构中的每个凝块接合结构280具有第一端282和第二端284,第一端282在其中第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构270的第一端272附接到第一长型脊柱构件200的位置处附接到第一长型脊柱构件210,第二端284在其中第一多个凝块接合结构的对应凝块接合结构270的第二端274附接到第二长型脊柱构件220的位置处附接到第二长型脊柱构件220。

[0052] 图9-图12的栓子切除术装置200的第一长型脊柱构件210和第二长型脊柱构件220各自具有大约32毫米的总长度L8、测量为大约30毫米的相应有效部分长度L9、和近端部分长度L10。脊柱构件210和220的活动部分长度L9包括第一多个凝块接合结构270和第二多个凝块接合结构280。近端部分L10包括形成天线215的第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件210和220的连接相应近端。近端部分L10测量为大约0.1至1.0毫米。第一长型脊柱构件210和第二长型脊柱构件220由合适的抗拉伸材料构成,抗拉伸材料沿它们相应的长度L8具有基本上相同的质量(例如,宽度和/或厚度)。在一些实施方式中,类似于前述脊柱构件110和120,沿第一长型脊柱构件210和/或第二长型脊柱构件220的相应长度L8的质量(例如,宽度和/或厚度)可以变化。

[0053] 作为非限制性实例,栓子切除术装置200包含第一多个结构270中的凝块接合结构270和第二多个结构280中的凝块接合结构280,如图9所示。然而,应当理解,第一多个结构和第二多个结构270和280可以具有5个(图12)至45个(未示出)之间的凝块接合结构,凝块接合结构沿长度L9延伸或者附接到相应的第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件210、220上。与图4-图8的实施方式相比,在图9-图12的实施方式中,第一多个结构和第二多个结构270和280中的每一个可以相对于彼此紧密设置以便在栓子切除术装置内包括更多个结构。沿一个或多个凝块接合结构270和/或280的长度的截面图可以包括连续构型或者可以沿它们相应的长度变化。例如,凝块接合结构270中的一个的横截面在第一部分可以是圆形的,并且在第二部分可以是椭圆形的(未示出)。此外,沿凝块接合结构270和/或280中的一个或多个的长度的截面图可以包括圆形、椭圆形、正方形或任何其他合适的横截面构型或其组合。

[0054] 类似于图4-图8的栓子切除术装置100,图9-图12的栓子切除术装置200可以包括不透射线标记物或者涂覆有一层不透射线材料,并且包含连接到从栓子切除术装置200向近侧延伸的长型推送器线140的天线215。天线215通过焊料、熔接、粘接或其他合适的附接方法连接到推送器线140。推送器线140被配置为通过鞘和/或导管将栓子切除术装置100前进和撤回到血管中的目标部位。

[0055] 与装置100的一个不同之处在于,栓子切除术装置200是每个凝块接合结构270的每个第一端272都基本上正交设置并附接到第一长型脊柱构件210,并且第二端274基本上正交设置并附接到第二长型脊柱构件220,如图9中的示例性角“A”所示。此外,第二凝块接合结构280的每个所附接的第一端282都基本上正交地设置并附接到第一长型脊柱构件210,并且第二端284基本上正交地设置并附接到第二长型脊柱构件220,如图9中的示例性角“B”所示。与装置100的另一个不同之处在于,如图10-图12中更好理解的,在装置200中凝块接合结构270和280与它们相应的第一长型脊柱构件和第二长型脊柱构件210和220的基本上正交的附接形成了凝块接合结构270和280的弯曲肋状(curved rib-like)构型,而不是具有图5-图8中的人字形/叉状构型。

[0056] 图13-图16示出了根据所公开的本发明的其他实施方式构造的栓子切除术装置200的可替换的实施方式。在图13-图16的实施方式中,栓子切除术装置200的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构270和280的弯曲肋状构型设置在远侧。设置在远侧的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构270和280被配置为接合、诱捕、捕获和/或截留设置在血管70内的栓子阻塞物75,和/或被配置为有助于将栓子切除术装置200重新插入鞘在鞘或导管的管腔内。如图13所示,第一多个凝块接合结构270被设置在远侧,因为每个凝块接合结构270包含设置在附接到第一长型脊柱构件210的第一端272与附接到第二长型脊柱构件220的第二端274之间的中间部分273,其中中间部分273相对于第一端272和第二端274设置在远侧。此外,如图13所示,第二多个凝块接合结构280被设置在远侧,因为每个凝块接合结构280包含设置在附接到第一长型脊柱构件210的第一端282与附接到第二长型脊柱构件220的第二端284之间的中间部分283,其中中间部分283相对于第一端282和第二端284设置在远侧。

[0057] 应当理解,当从输送导管80中抽出鞘时,栓子切除术装置200的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构270和280的弯曲肋状构型在其部署构型中向外延伸。然后,凝块接合结构270和280可以沿纵轴230保持中性。在可替换的实施方式中,与图5-图8的实施方式类似,凝块接合结构270和280,特别是它们相应的中间部分273和283,可以朝向轴230向内延伸。相应中间部分273和283的方向取向的进一步替代性实施方式可以被制造成根据需要增加或减少与阻塞物/凝块75或血管72的相互作用。例如,装置200的中性中间部分273和283指向凝块并且向内的中间部分273和283超出凝块的位置可以是期望的。

[0058] 图13-图14示出了处于径向扩张构型的栓子切除术装置200的远侧设置的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构270和280,并且图14还示出了天线215栓子切除术装置200,其中脊柱210和220被接合并被配置为连接到从栓子切除术装置200向近侧延伸的长型推送器线(未示出)。图15示出了处于径向约束构型的栓子切除术装置200的远侧设置的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构270和280,当栓子切除术装置200被径向约束(例如,通过导管80)时凝块接合结构270和280重叠。远侧且对称设置的凝块接合结构270和280允许结构的重叠,有助于栓子阻塞物的捕获和栓子切除术装置200的重新插入鞘。图16示出了图15的径向约束栓子切除术装置200的一部分的详细视图。

[0059] 类似于图4-图8的实施方式,由于图9-图16的栓子切除术装置200的第一多个凝块接合结构270和第二多个凝块接合结构270的相应凝块接合结构的对称性,当装置200在具有凝块的血管内扩张时,装置200自身通过由多个凝块接合结构中的一个施加的力、抵靠血

管的壁或内表面定向在中性旋转轴上。此外,由多个凝块接合结构中的一个抵靠血管的壁施加的推力允许第一和第二脊柱构件210和220围绕凝块延伸或缠绕,同时允许另一/相对多个凝块接合结构接合、诱捕、整合、捕获和/或截留凝块。

[0060] 应当理解,由于与图1-图2的现有技术装置相比,由于装置100/200的相对较短的近侧锥度以及在近端部分L6/L10处的基本上较小的质量,因此图4-图16的栓子切除术装置100和200被配置为有助于在患者的目标部位内的部署精度并有助于阻塞物/凝块的移除。如图4-图16所示,相应的栓子切除术装置100/200的具有天线115/215的近端部分L6/L10通过仅具有第一和第二脊柱构件110和120的近侧部分而包含相对较短的近侧锥度和较小的质量。相比之下,通过在部分14处具有多个支柱24,图1-图2的装置12的近端部分14具有更长的锥度和更大的质量。再次参考图4-图16,由于在相应栓子切除术装置100和200的具有天线115/215的近端部分L6/L10处的相对较短的近侧锥度和基本上较小的质量,栓子切除术装置被配置为与相对较大孔径的抽吸导管80/81配对,以有助于凝块的抽吸、接合和移除。在图17的示例性实施方式中,栓子切除术装置100向远端部署到凝块的近侧部分,并且鉴于装置100的具有天线115的近端部分L6的相对较短的近侧锥度和基本上较小的质量,装置100对抽吸导管80/81产生最小或不显著的干扰,从而允许和有助于通过抽吸导管80/81对凝块的抽吸(由图17中的箭头所描绘)、接合和移除。

[0061] 还应当理解,当装置100/200被撤回时,图4-图16的由合适的抗拉伸材料构成的相应第一和第二脊柱构件110和120能够、允许和/或有助于相应的栓子切除术装置100和200的颚状结构(图5-图8)或肋状构型(图10-图16)彼此(例如,颚状结构或肋状构型)基本上同时拉出/撤回。通过脊柱构件110/120对装置100/200的颚状结构或肋状构型的基本上同时拉出/撤回进一步能够、允许和/或有助于沿阻塞物/凝块75的整个长度的拉出/撤回(由图8中的箭头所示)。栓子切除术装置100/200沿阻塞物/凝块的整个长度基本上同时拉出/撤回最小化和防止了可能产生不希望的后果的部分或连续拉出凝块,诸如将凝块打碎成可能从装置中移出的碎片,或者转动、折叠或卷起凝块以将凝块压缩成更难以从脉管系统中移除的更致密的块。

[0062] 在一些实施方式中,栓子切除术装置100/200可以包含沿第一和第二脊柱构件110和120的长度的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构的组合。图18描绘了具有设置在近侧部分的图9-图12或图13-图16的第一多个凝块接合结构280并且具有设置在远侧部分的图4-图8的第二多个凝块接合结构170的栓子切除术装置100/200的示例性实施方式。栓子切除术装置的进一步实施方式可以包括如先前所公开的第一多个凝块接合结构和第二多个凝块接合结构的其他合适的构型和组合。

[0063] 应当理解,图4-图18中描绘的栓子切除术装置可以用于例如设置在用于脉管和非脉管应用的管状假体、植入物、支架、流体分流器等内的其他合适的医疗装置。此外,应当理解,在不脱离本文所公开的发明概念的范围的情况下,可以进行图4-图18的实施方式之间的组件、特征和功能的组合。

[0064] 虽然本文已经示出和描述了特定实施方式,但是本领域技术人员将理解实施方式并不旨在限制本发明,并且对于本领域技术人员而言显而易见的是在不脱离所公开的本发明的范围的情况下可以进行各种改变、置换和修改(例如,各种零件的尺寸、零件的组合),所公开的本发明的范围仅由以下权利要求及其等同物来限定。因此,说明书和附图被认为

是说明性的,而不是限制性的。本文所示出和描述的各种实施方式旨在覆盖所公开的本发明的替代方案、修改和等同物,替代方案、修改和等同物可以包括在所附权利要求的范围内。

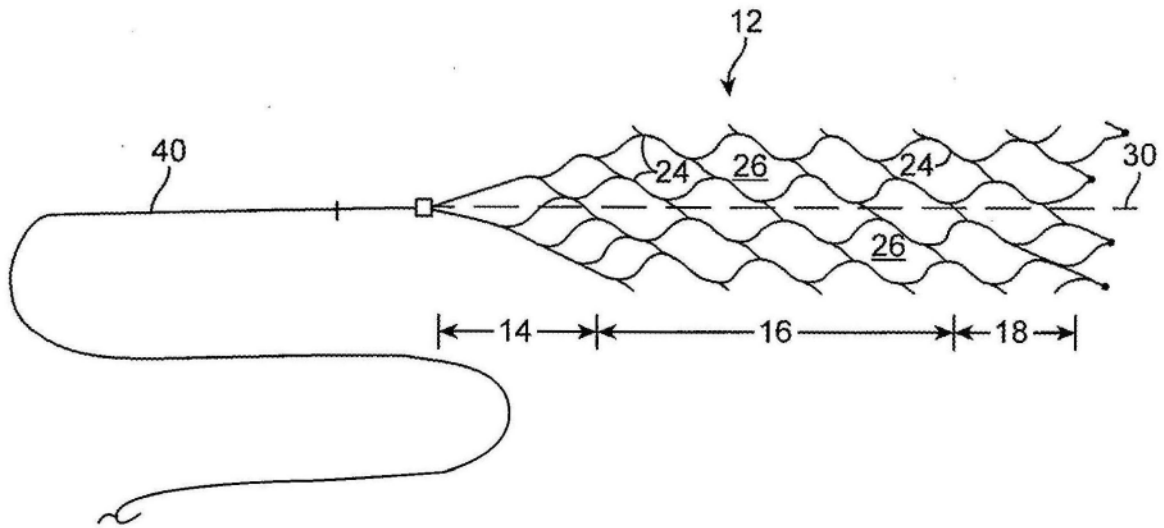


图1A(现有技术)

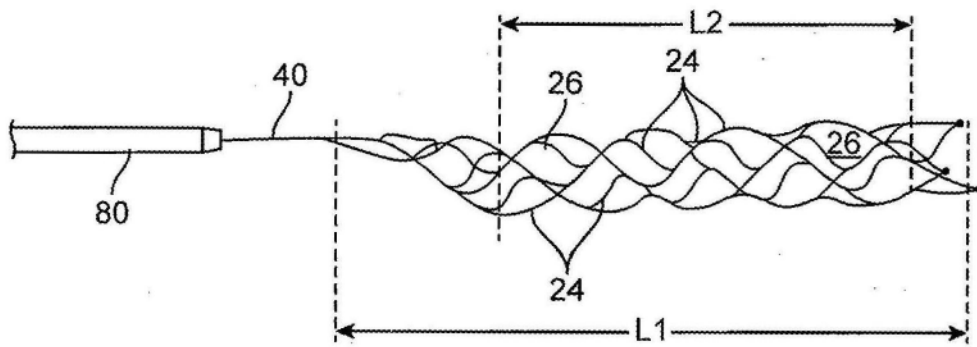


图1B(现有技术)

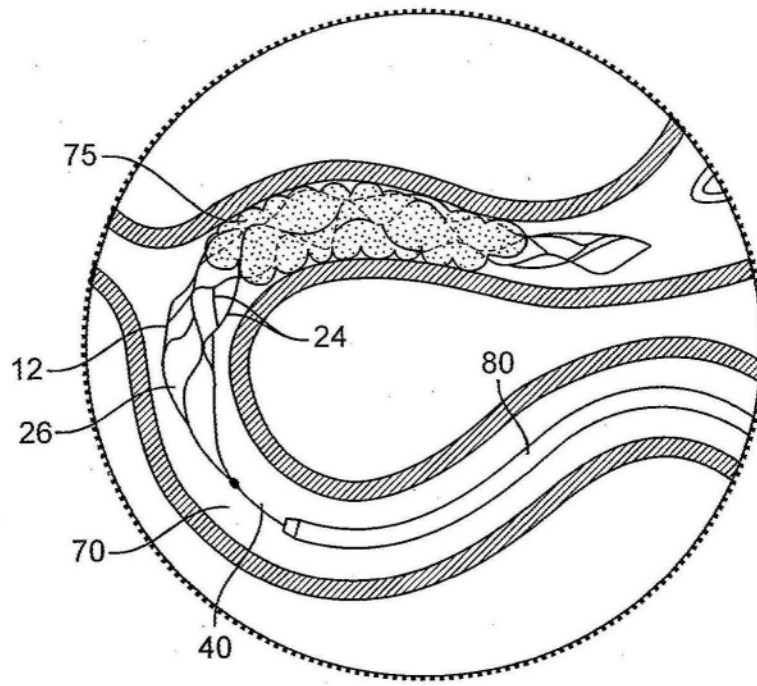


图2 (现有技术)

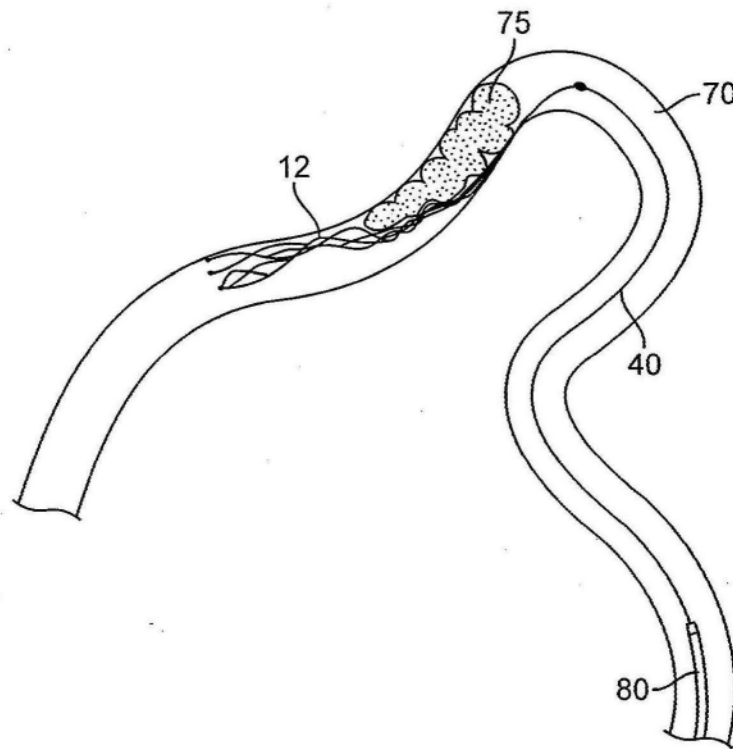


图3A (现有技术)

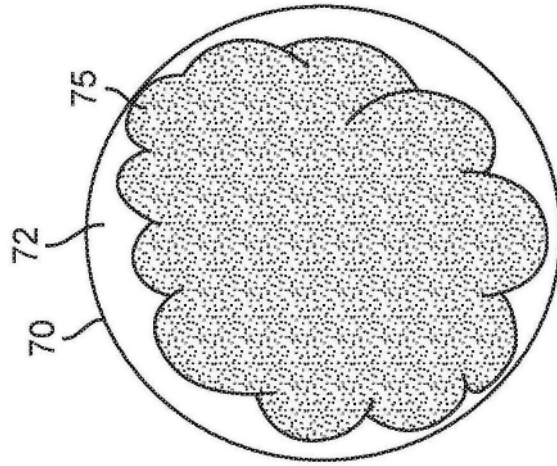


图3B

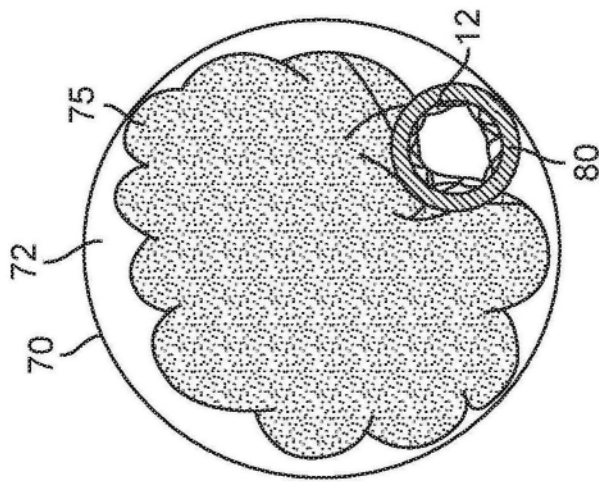


图3C (现有技术)

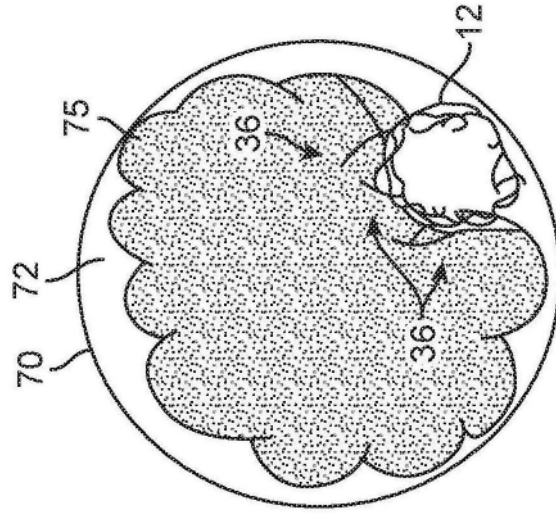


图3D(现有技术)

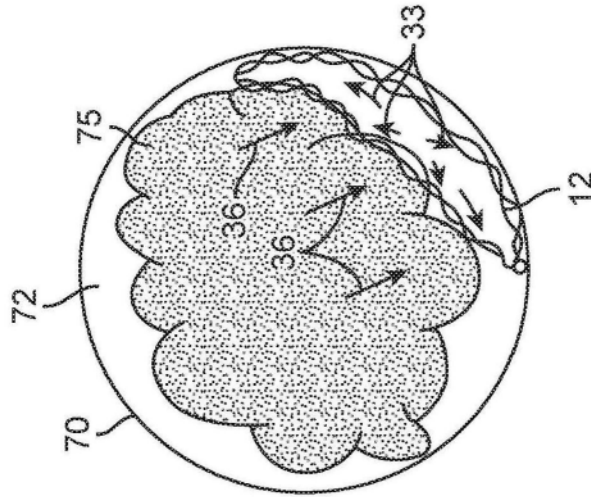


图3E(现有技术)

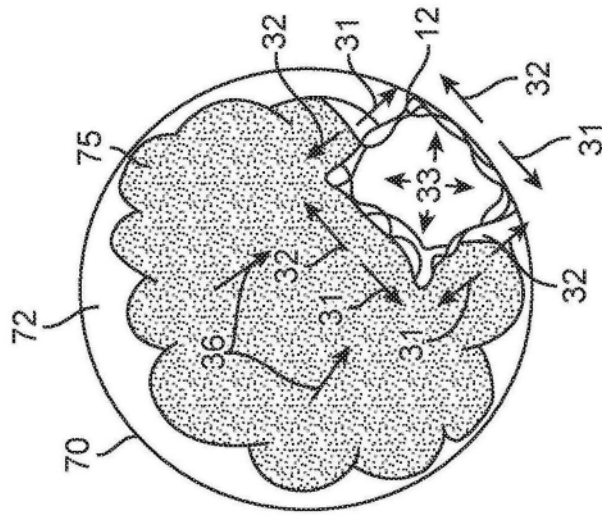


图3F (现有技术)

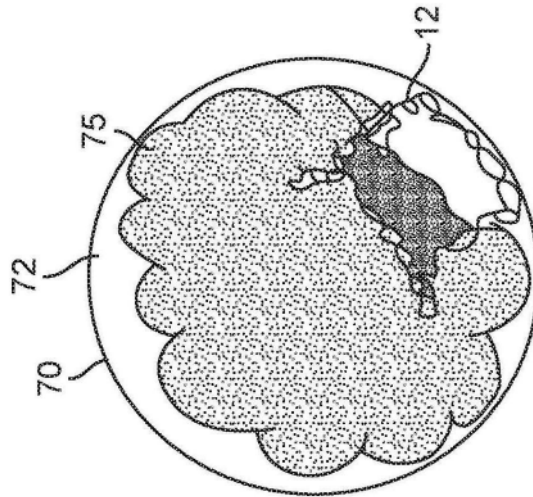


图3G (现有技术)

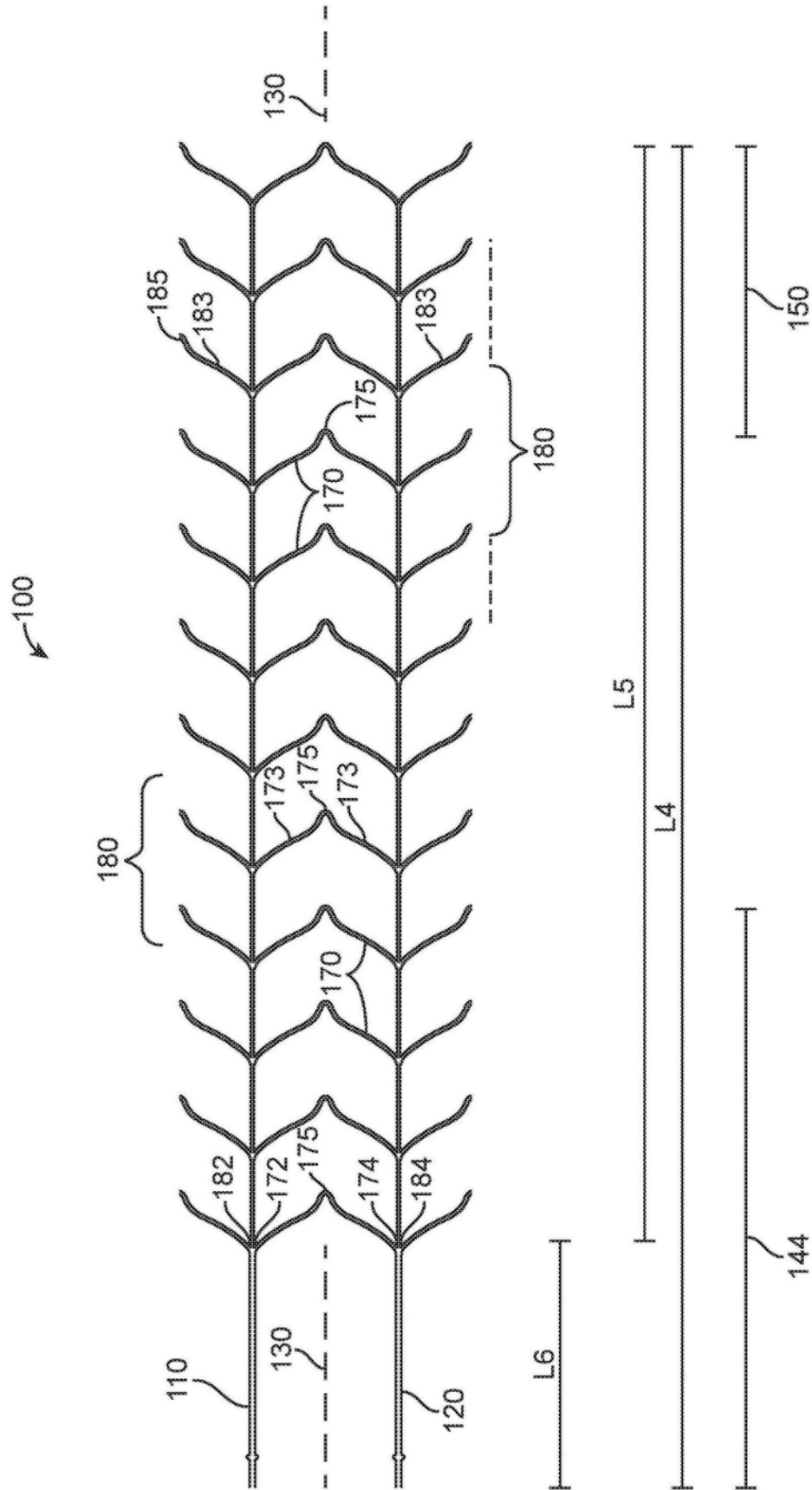


图4

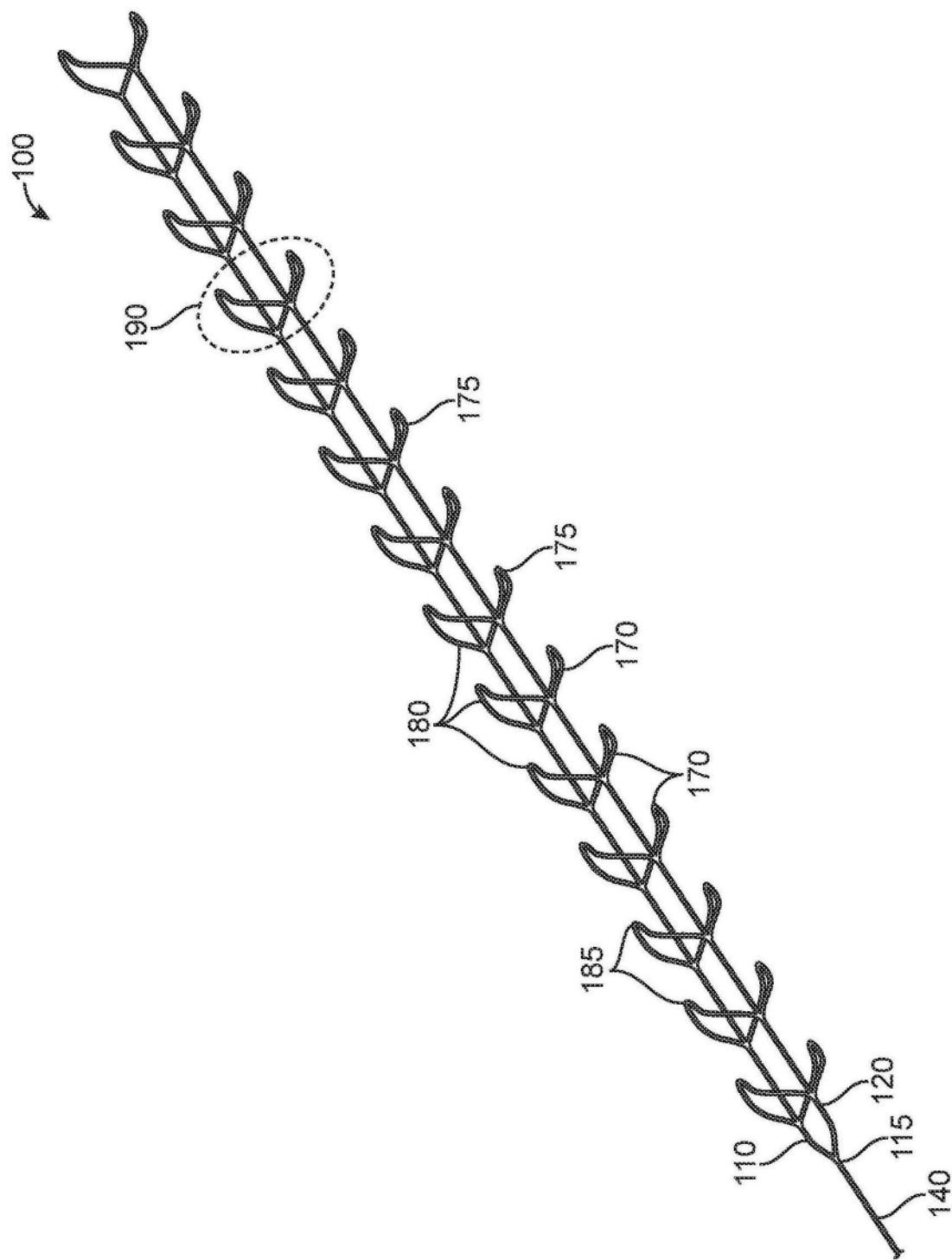


图5

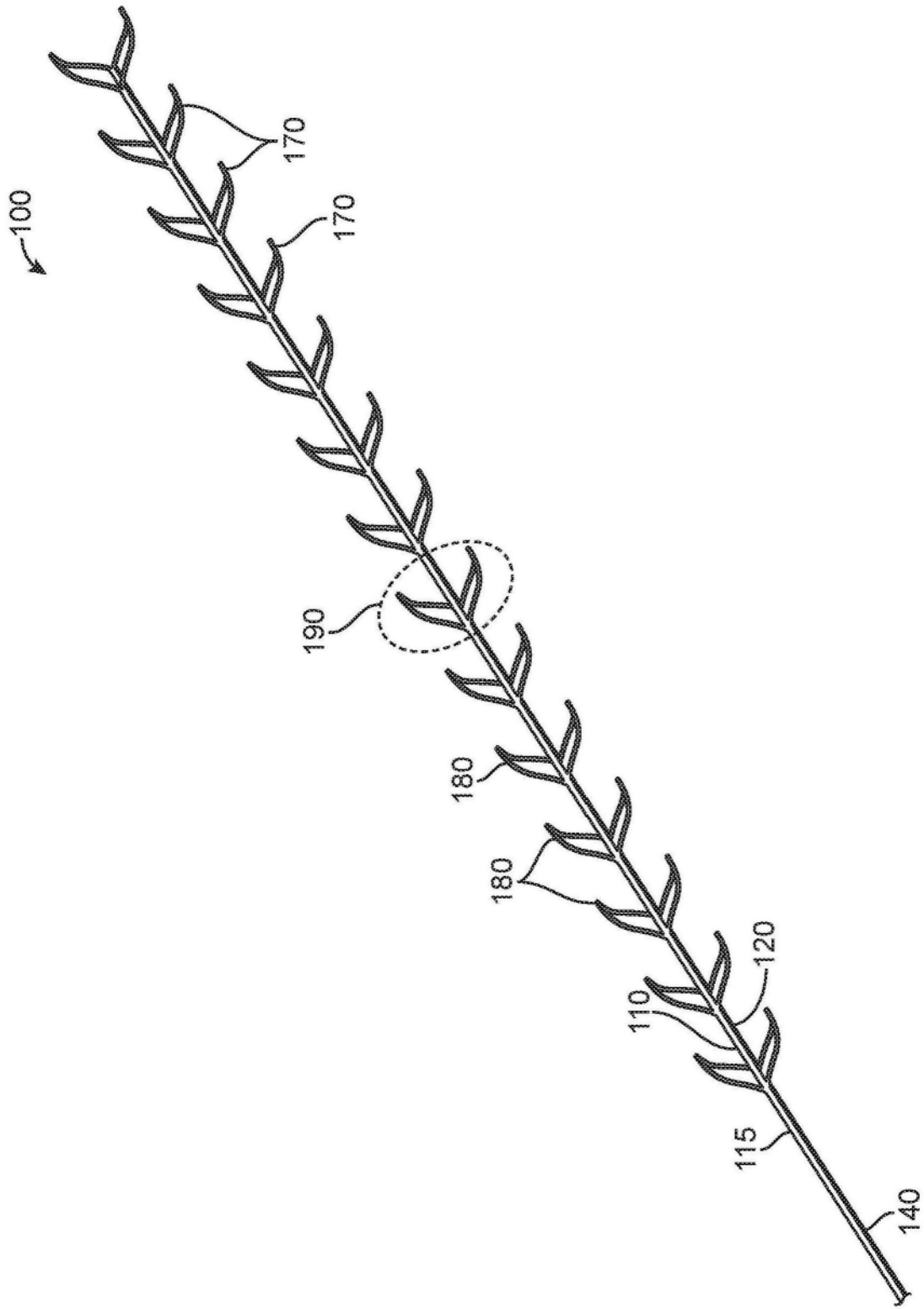


图6

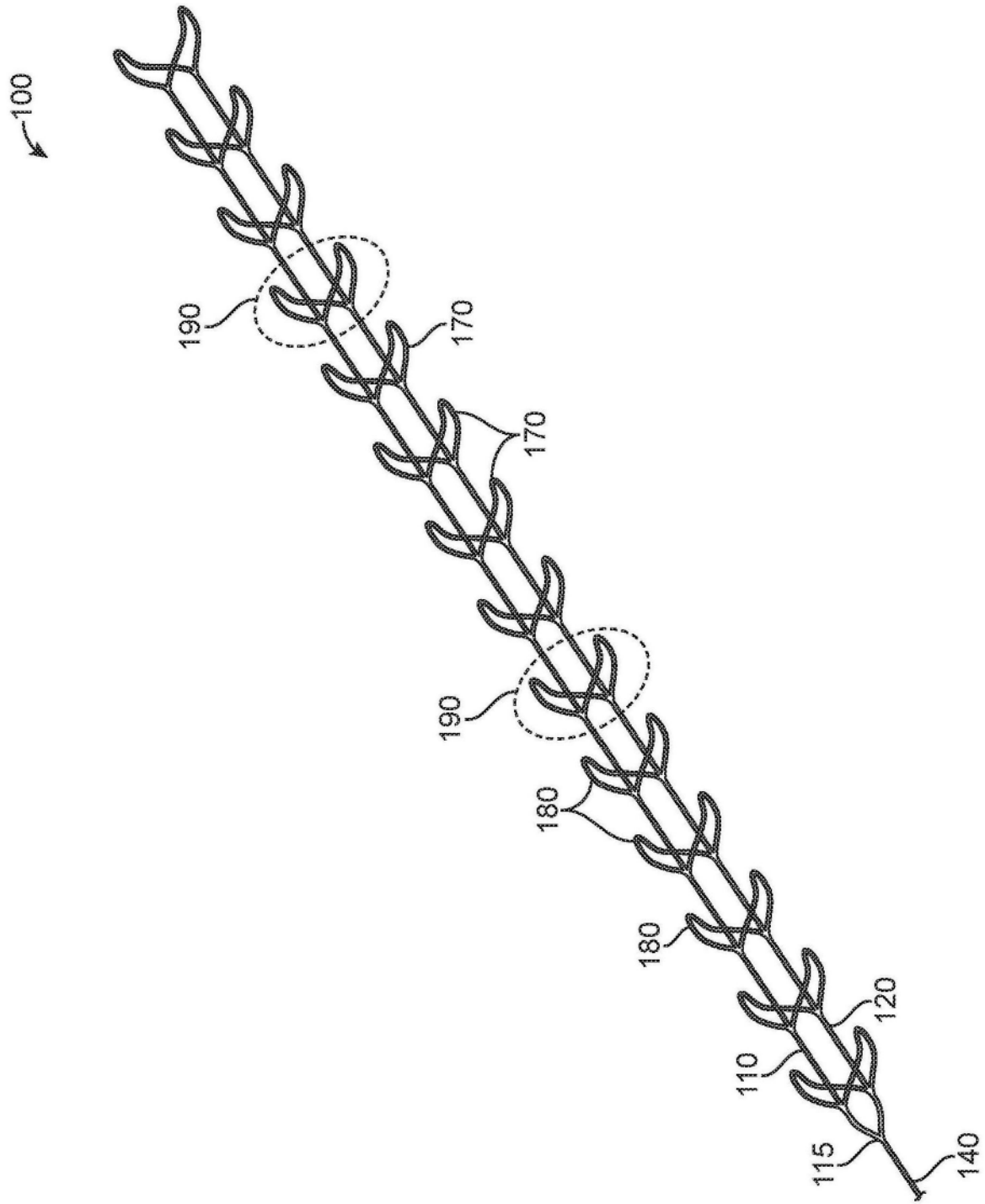


图7

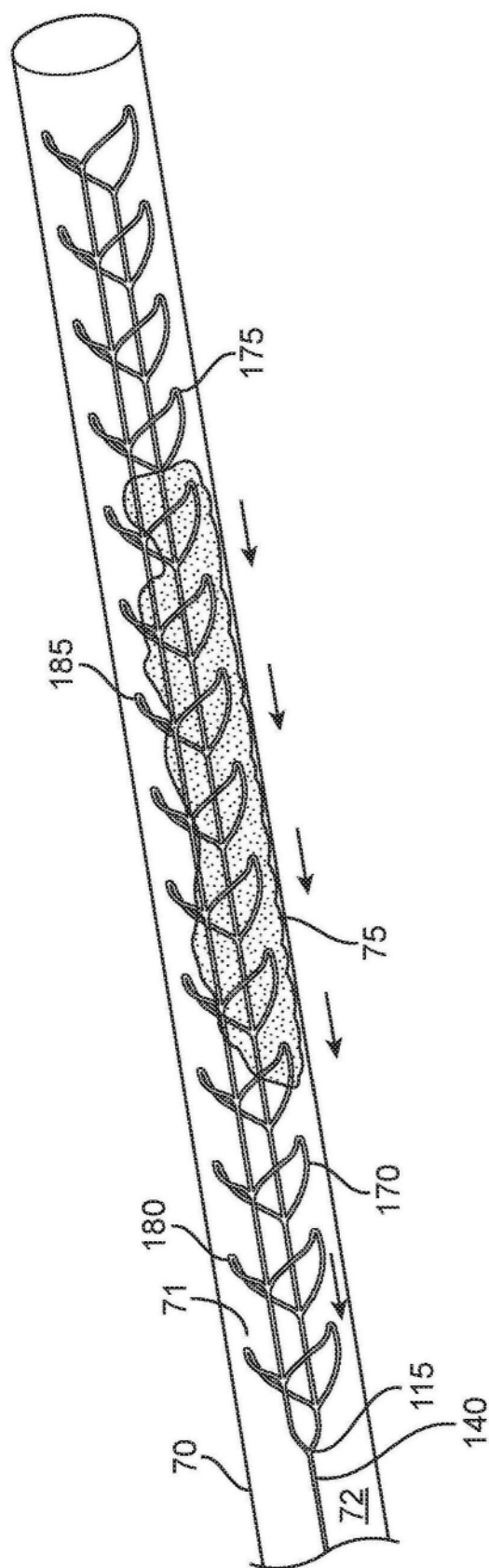


图8

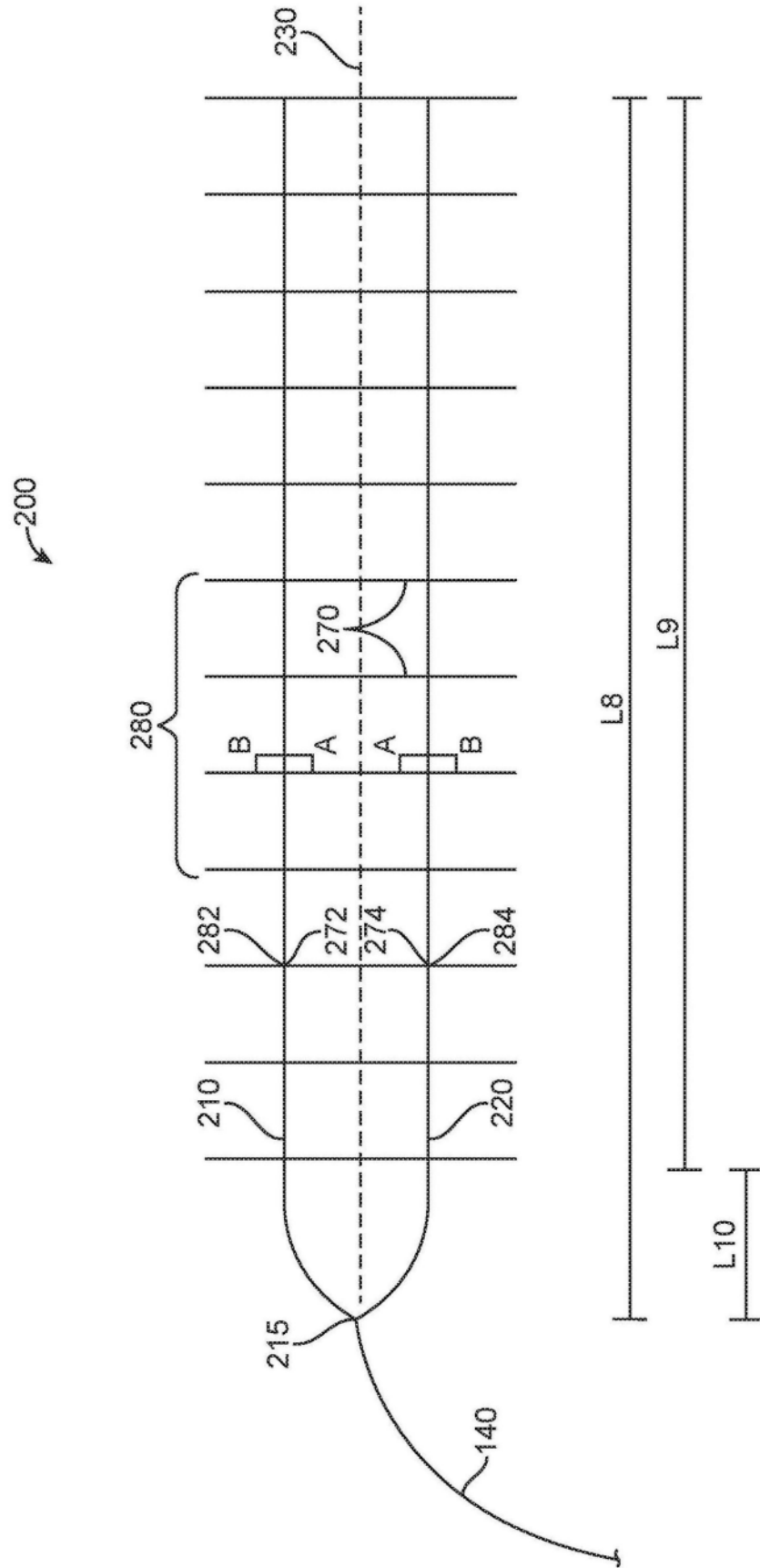


图9

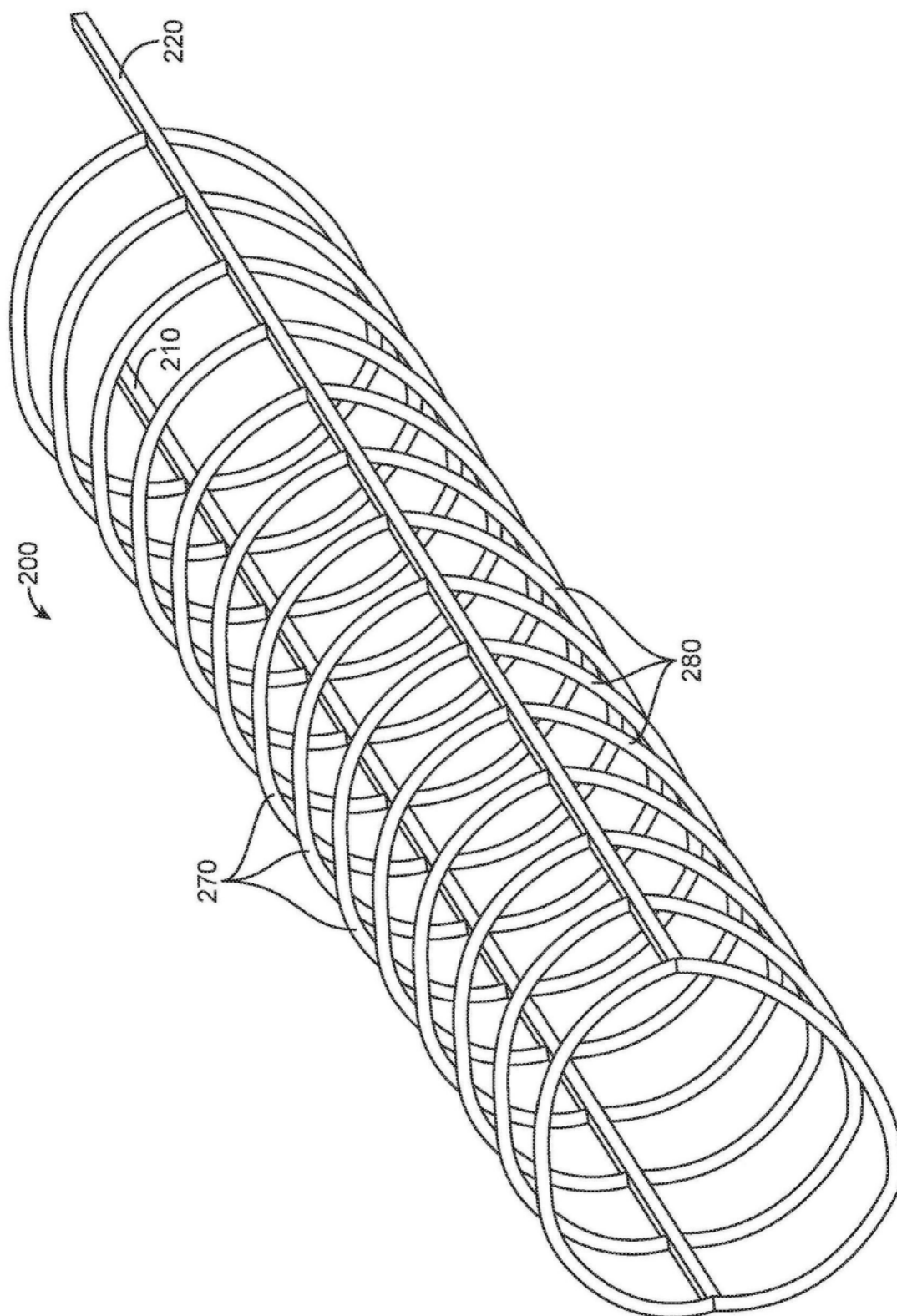


图10

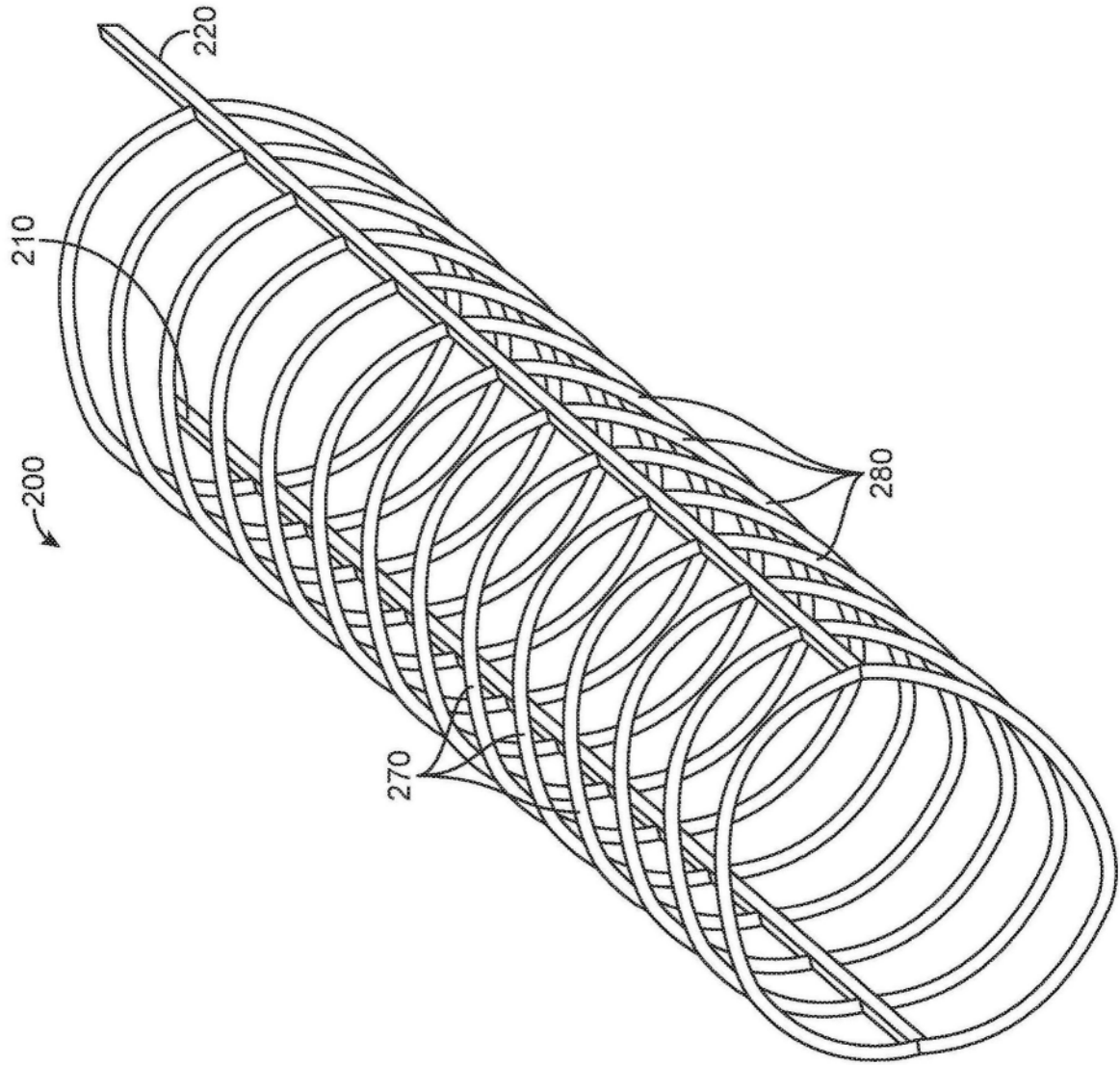


图11

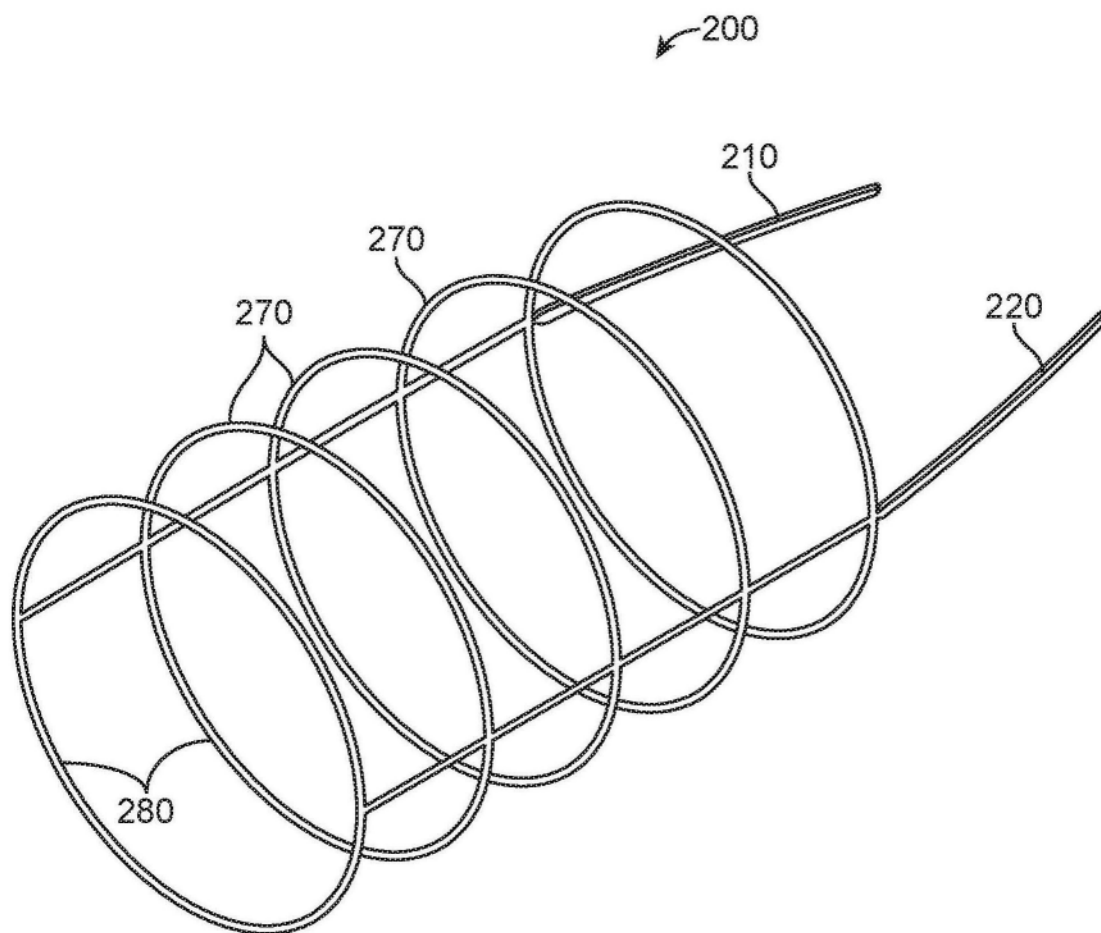


图12

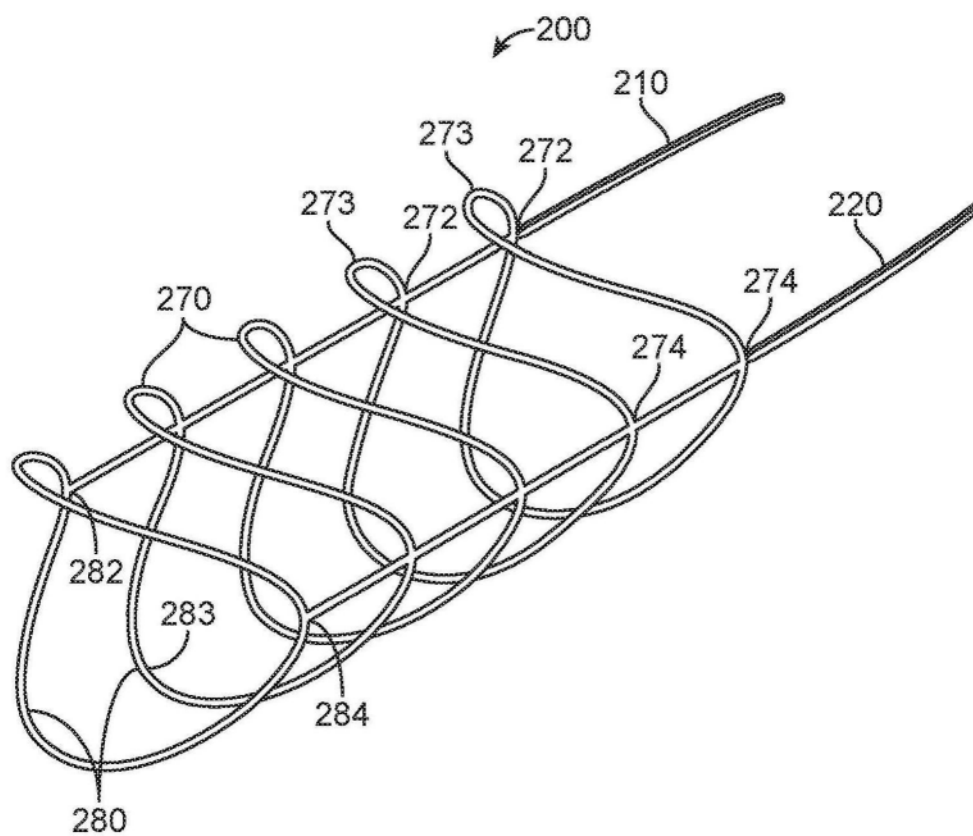


图13

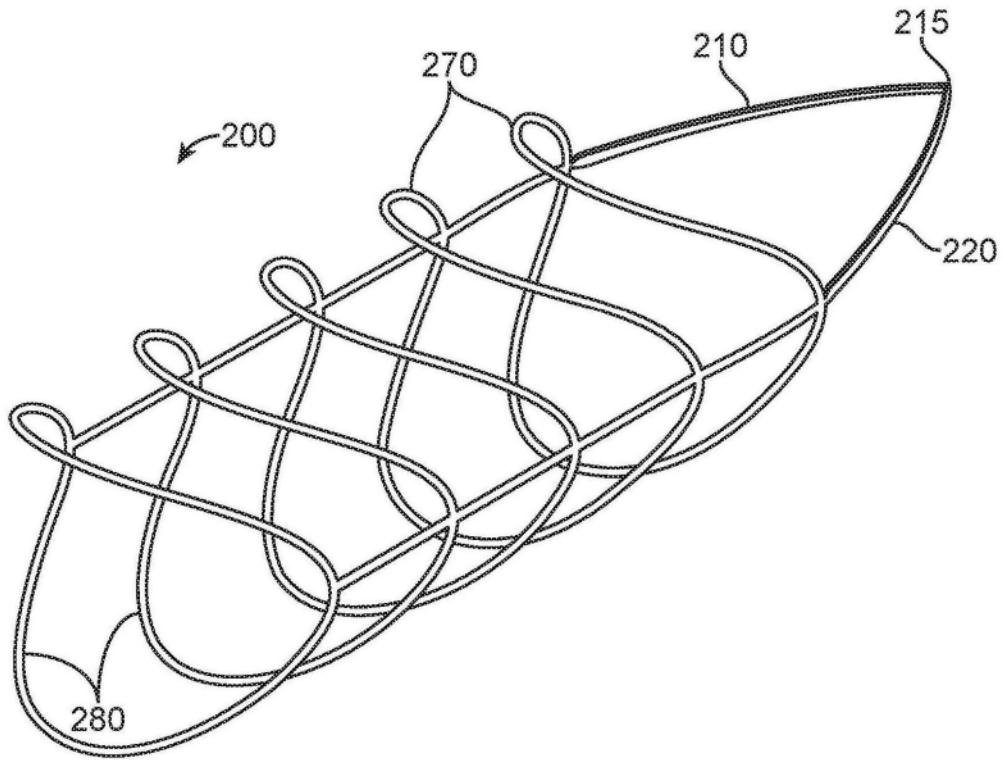


图14

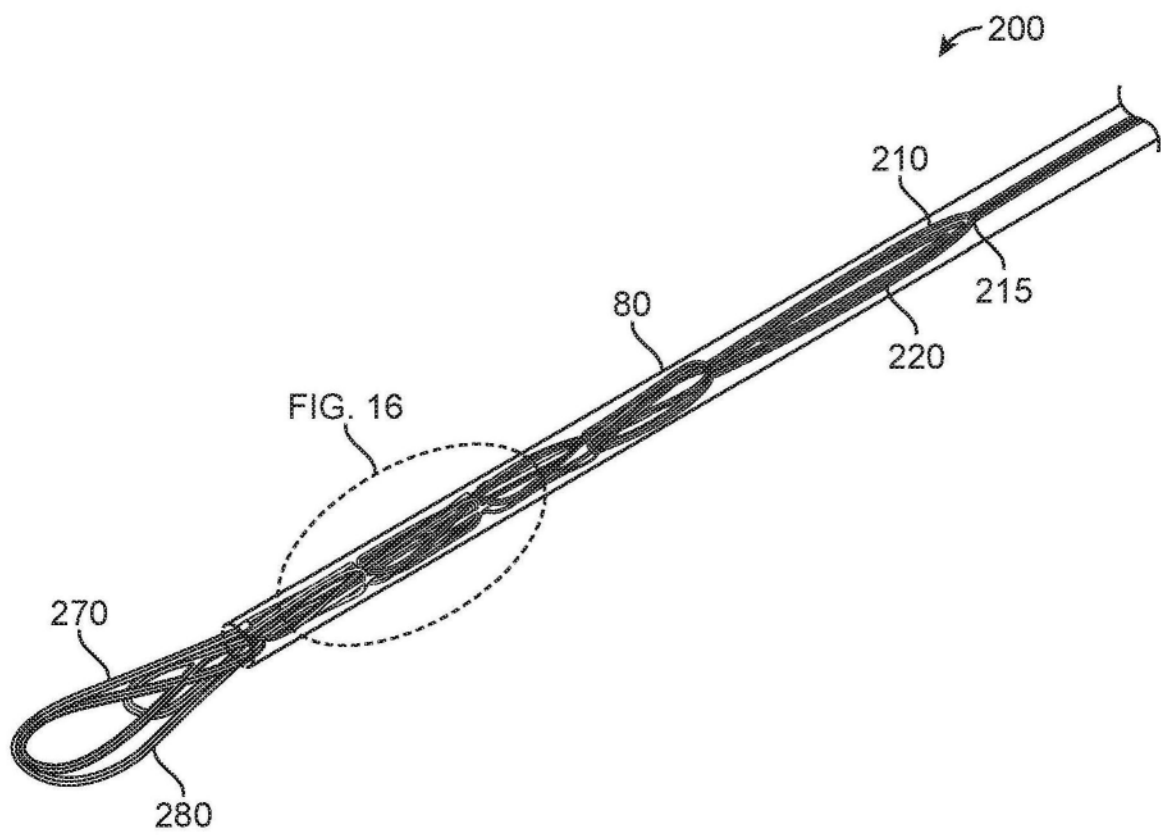


图15

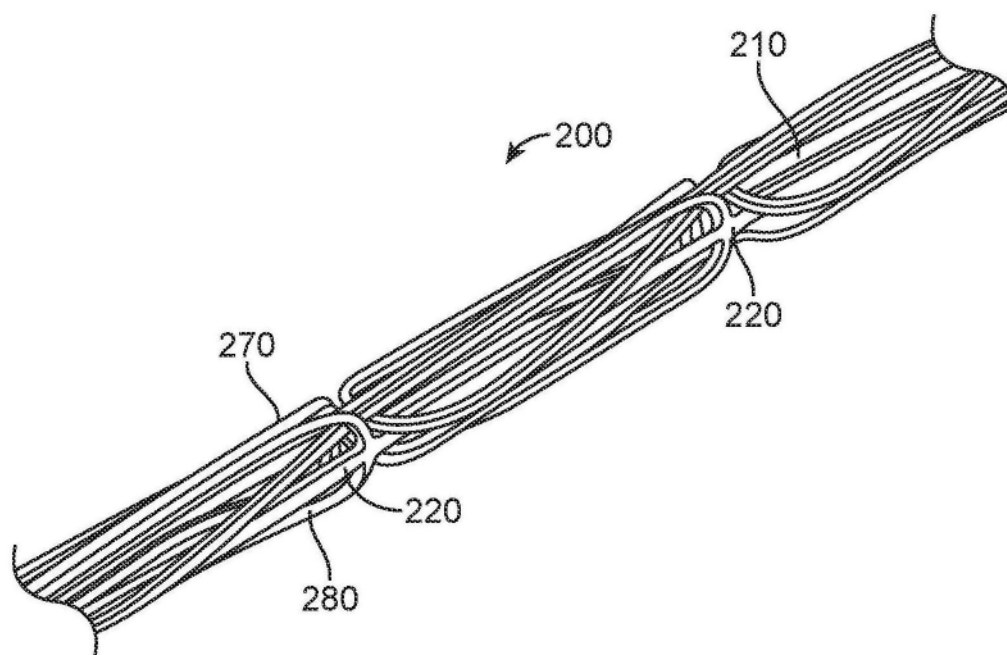


图16

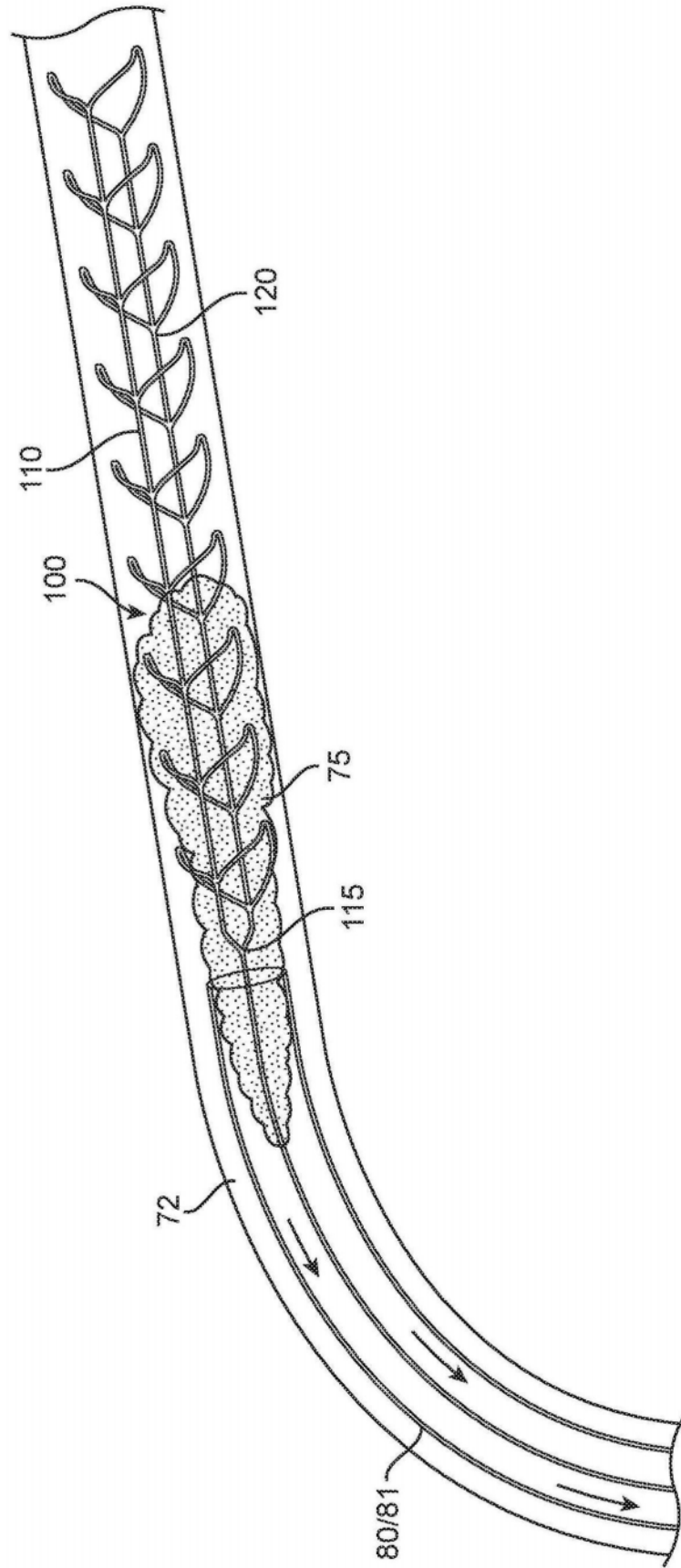


图17

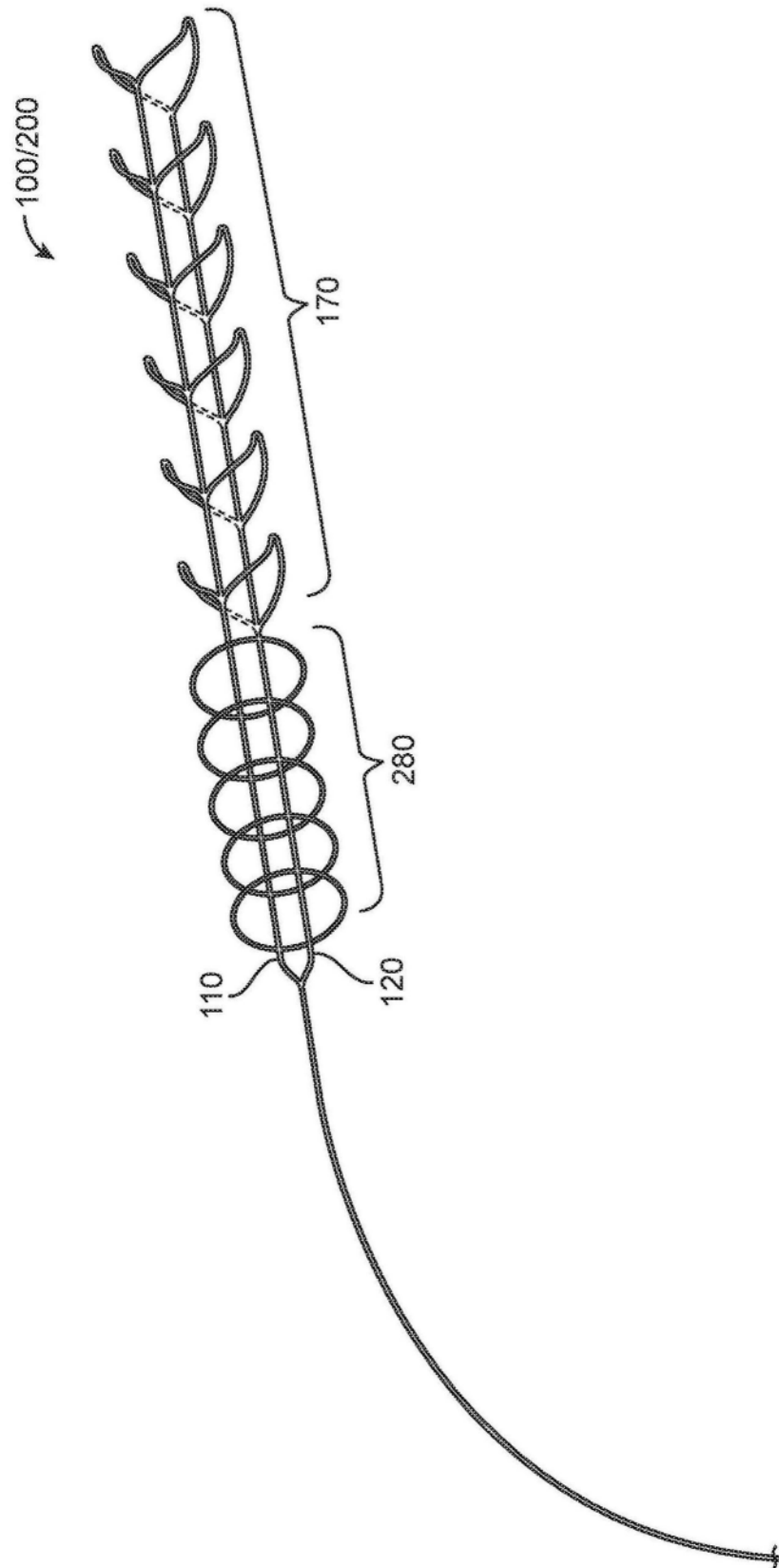


图18

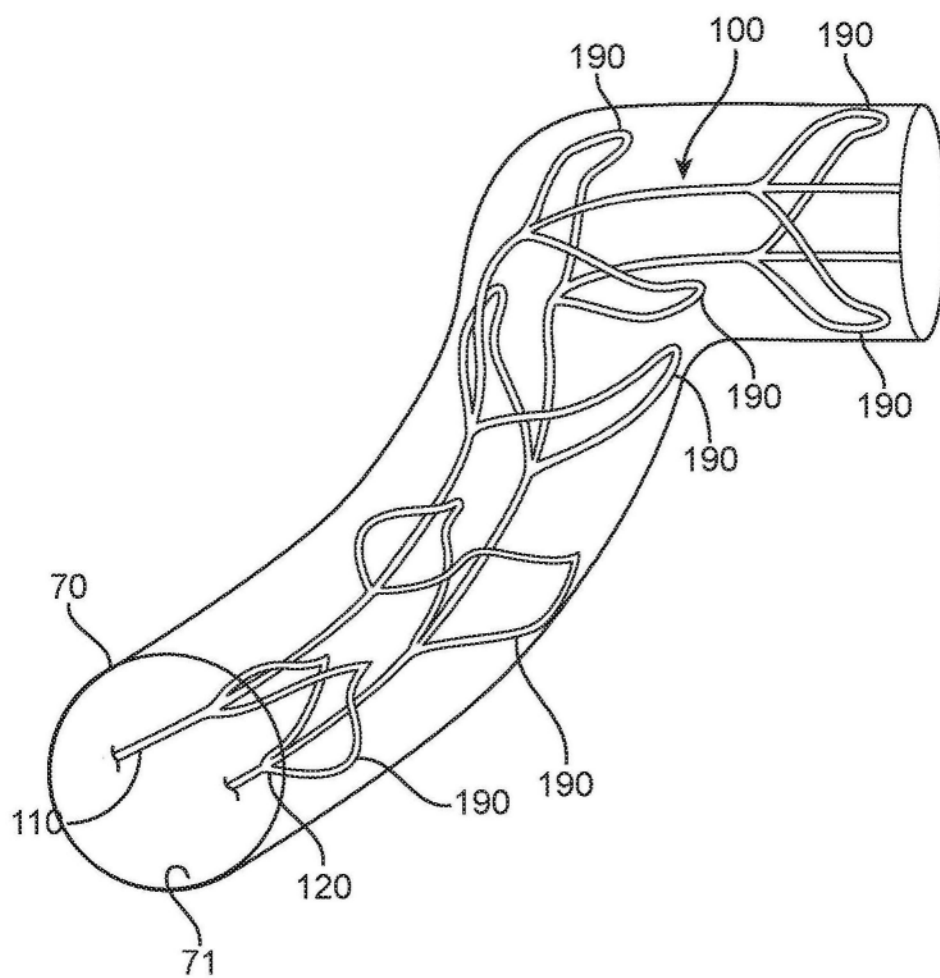


图19

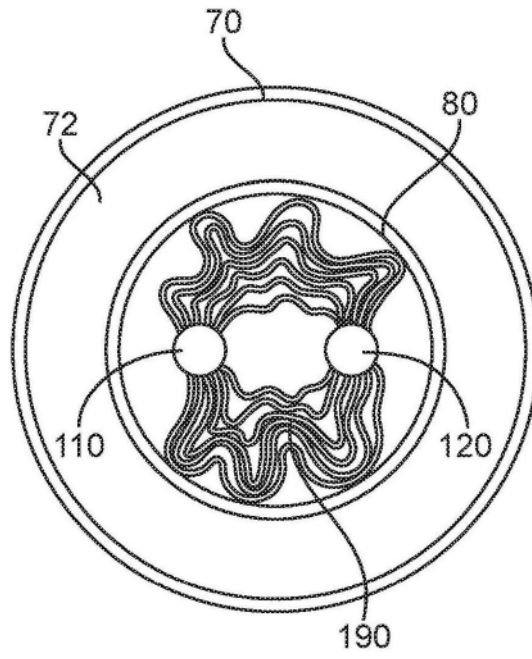


图20A

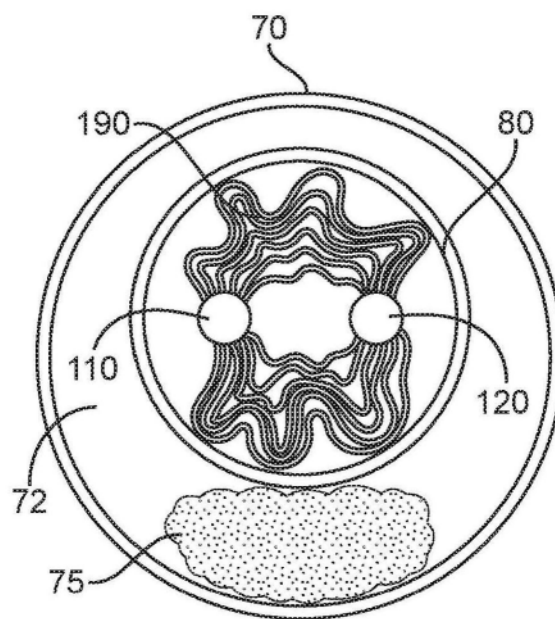


图20B

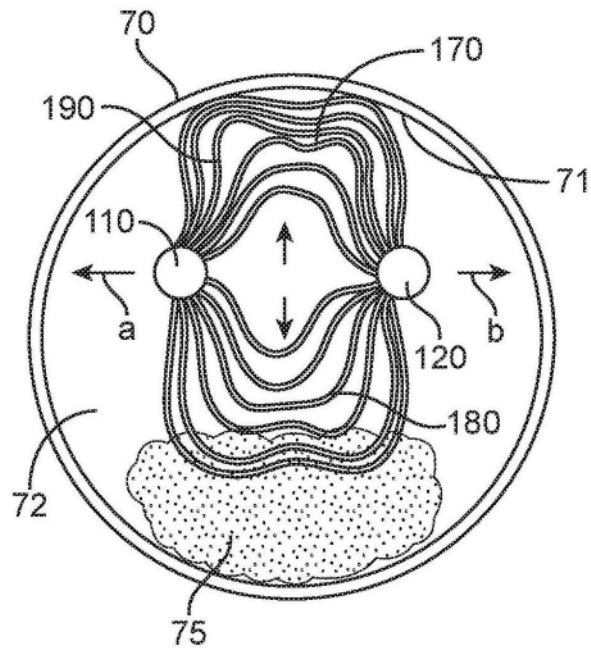


图20C

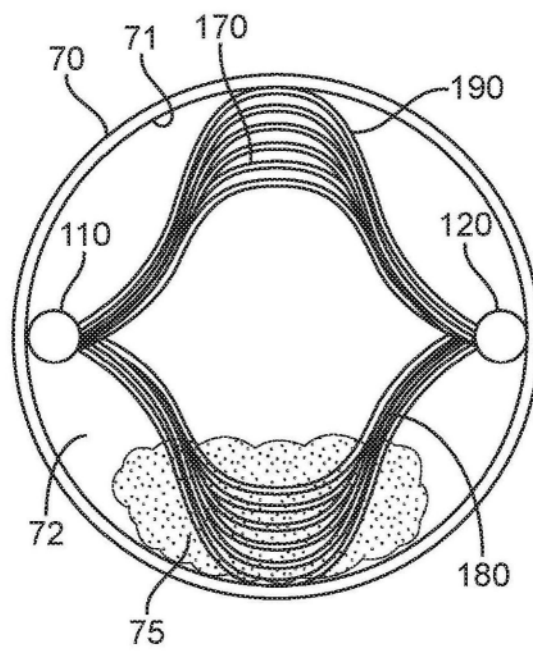


图20D