(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106029011 A
(43)申请公布日 2016.10.12

(21)申请号 201480075808.4

(22)申请日 2014.12.19

(30)优先权数据
61/919,669 2013.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.18

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/071696 2014.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2015/095806 EN 2015.06.25

(71)申请人 微温森公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 H·鲍曼 R·苏库什玛

(74)专利代理机构 深圳市百瑞专利商标事务所(普通合伙) 44240
代理人 金辉

(51)Int.Cl.
A61F 2/95(2006.01)

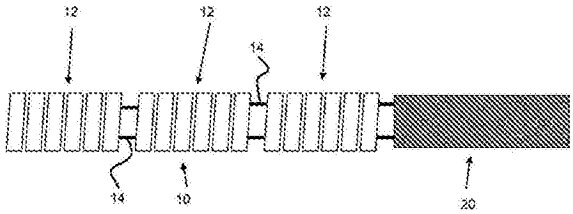
权利要求书3页 说明书16页 附图37页

(54)发明名称

设备传送系统

(57)摘要

本发明描述了一种使用一个或多个传感器的导管系统。该导管可用作栓塞线圈系统、导丝系统或栓塞线圈/导丝组合系统的一部分，在这些系统中设备与导管系统相互作用。本发明还描述了各种分离栓塞线圈系统和导丝系统。



CN 106029011 A

1.一种导管,包括:

第一极化触点;

靠近所述第一极化触点的相反极化的一个或多个触点;

其中所述触点与通过所述导管传送的一个或多个设备通过电力相互作用。

2.如权利要求1所述的导管,其中所述导管用于传送栓塞线圈并与其相互作用。

3.如权利要求1所述的导管,其中所述导管用于传送导丝并与其相互作用。

4.如权利要求1所述的导管,其中所述触点通过一根或多根导线连接至用户接口。

5.如权利要求4所述的导管,其中所述用户接口通过一根或多根嵌入在所述导管表面的导线连接至所述触点。

6.一种用在导管中的触点,包括:

嵌入在所述导管表面的环,所述环由第一金属物质组成;

连接至所述环的一个或多个金属触点,其中所述一个或多个触点由不同的、第二金属物质组成。

7.如权利要求6所述的触点,其中所述第一金属物质选自由镍钛合金、不锈钢和弹簧钢组成的组。

8.如权利要求7所述的触点,其中所述第二金属物质是金。

9.一种栓塞线圈分离系统,包括:

具有一个或多个极化触点的导管;

穿过所述导管传送的线圈;

所述线圈包括两个或多个线圈段;

一个或多个连接在所述两个或多个线圈段之间的链接;

其中所述一个或多个链接通过电力与所述一个或多个极化触点相互作用。

10.如权利要求9所述的线圈分离系统,其中所述一个或多个链接包括加热器。

11.如权利要求9所述的线圈分离系统,其中所述一个或多个链接包括张力构件。

12.如权利要求9所述的线圈分离系统,其中所述一个或多个链接包括一个或多个用于将所述张力构件置于更大的张力下的构件。

13.一种栓塞线圈,包括:

两个或多个线圈段;

连接在所述两个或多个线圈段之间的一个或多个链接;

所述一个或多个链接包括张力构件;以及

所述一个或多个链接包括一个或多个用于将所述张力构件置于更大的张力下的构件。

14.如权利要求13所述的栓塞线圈,其中所述一个或多个用于将所述张力构件置于更大的张力下的构件包括加热器和连接至所述张力构件的一个或多个弹簧。

15.一种置于两个或多个线圈段之间的链接,包括:

张力构件;

一个或多个用于将所述张力构件置于更大的张力下的构件。

16.如权利要求15所述的链接,其中所述一个或多个用于将所述张力构件置于更大的张力下的构件包括加热器和连接至所述张力构件的一个或多个弹簧。

17.一种能够转向的导管系统,包括:

具有一个或多个极化触点的导管；

通过电力与所述一个或多个触点相互作用的导丝。

18.如权利要求17所述的能够转向的导管，其中所述导丝是双金属复合材料。

19.如权利要求18所示的能够转向的导管，其中所述导丝在电脉冲的作用下转向。

20.一种传送栓塞线圈的方法，包括：

将具有一个或多个极化触点的导管引导至血管内的治疗点；

将具有两个或多个线圈段和一个或多个链接的栓塞线圈推动通过所述导管；

将所述栓塞线圈的所述链接与所述导管触点对齐，进而所述栓塞线圈的所述链接与所述导管触点发生电相互作用；以及

通过用户接口交互从而当所述链接与所述导管触点对齐时发送电脉冲。

21.一种使导管转向的方法，包括：

提供具有一个或多个极化触点的导管；

推动导丝通过所述导管；

通过与用户接口交互使导丝的远端尖端弯曲，当所述导丝与所述一个或多个触点通过电力连通时发送电脉冲；以及

对所述导管的近端施加扭矩，从而使导丝的弯曲的远端尖端导向需要的方向。

22.一种栓塞链，包括：

单丝；以及

多个链构件；每个链构件具有通道，所述单丝位于所述通道内；

其中所述多个链构件由导电材料构成。

23.如权利要求22所述的栓塞链，其中每个所述链构件都是球形的。

24.如权利要求22所述的栓塞链，其中每个所述链构件都具有填充有药物的内腔和连通所述内腔用于释放所述药物的孔。

25.如权利要求22所述的栓塞链，其中当电压施加在两相邻的链构件之间时，所述单丝能够断开。

26.一种栓塞线圈分离系统，包括：

具有多个线圈段和将所述多个线圈段连接在一起的多个接合部的栓塞线圈；

具有电连接至供电电源的第一电触点的导管；

连接至所述栓塞线圈并电连接至所述供电电源的助推器；

其中接通所述供电电源断开了所述多个接合部的其中一个。

27.一种栓塞线圈分离系统，包括：

具有多个线圈段和将所述多个线圈段连接在一起的多个接合部的栓塞线圈；

具有电连接至供电电源的第一电触点并且填充有非导电液体的导管；

连接至所述栓塞线圈并电连接至所述供电电源的助推器；

其中接通所述供电电源电解断开了位于所述导管外的所述多个接合部的其中一个。

28.一种导管，包括：

导管本体；以及

位于所述导管本体内的加热器；所述加热器包括具有圆柱形的第一加热线圈和具有圆柱形的第二加热器线圈；所述第一加热线圈位于所述第二加热器线圈内。

29.一种导管,包括:

导管本体;以及

位于所述导管本体内的多个单独触发的加热器线圈。

30.如权利要求29所述的导管,其中所述多个加热器线圈沿着所述导管的长度方向轴向设置。

31.如权利要求29所述的导管,其中所述多个加热器线圈相互平行设置。

设备传送系统

技术领域

[0001] 本申请要求于2013年12月20日提交的美国临时申请序列NO.61/919,669、名称为Device Delivery System(设备传送系统)的优先权,在此将其全部内容通过引用并入本申请。

背景技术

[0002] 在很多情况下,经常需要血管堵塞,包括但不限于动脉瘤治疗、心房间隔缺损治疗、卵圆孔未闭治疗、左心耳封堵治疗、动脉导管未闭治疗、瘘管治疗、动静脉畸形治疗、用于绝育的输卵管堵塞以及外周血管堵塞。一种血管堵塞方法包括将用于栓塞的线圈填充到血管、畸形部位或动脉瘤。这种线圈可称为栓塞线圈。典型的栓塞线圈技术使用一系列长度的线圈,这样线圈就可用于各种阶段。如果线圈太短而不能充分包裹血管/畸形部位/动脉瘤,这样就需要引入多个线圈,从而加长了作业时间。如果相对于空间来说线圈太长,则会带来线圈凸出血管/畸形部位/动脉瘤的风险。使用各种长度的可拆卸线圈,可在血管/畸形部位/动脉瘤中置入精确数量的栓塞线圈。

[0003] 导丝(guidewire)通常用来跟踪传送设备到达血管中的特定目标区域。曲折的解剖过程中导航是很困难的。导丝在血管中可操纵其形状,从而有利于导航,进而有利于跟踪。

[0004] 为了在沿着线圈的一个或多个点处拆卸栓塞线圈,可使用导管传感器系统与栓塞线圈相互作用。导管传感器系统还可与其他设备(如导丝)一起使用。在经由与一个或多个导管传感器电接触而传送的脉冲的作用下,导丝可弯曲。

发明内容

[0005] 在一个实施例中,一种栓塞线圈分离系统包括加热器和栓塞线圈,栓塞线圈的段之间具有可降解的链接。

[0006] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈分离系统包括具有电触点的导管和栓塞线圈,栓塞线圈的段之间具有可降解的链接。

[0007] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈分离系统包括具有电触点的导管和栓塞线圈,栓塞线圈的段之间具有可拆卸的链接。

[0008] 在一个实施例中,一种栓塞线圈包括栓塞线圈的段之间的可降解链接。

[0009] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈包括栓塞线圈的段之间的可拆卸链接。所述可拆卸链接可包括可降解部分。

[0010] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈包括具有相同线圈型号的线圈段。

[0011] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈包括具有各种线圈型号的线圈段。

[0012] 在另一个实施例中,一种导丝转向系统包括双金属导丝和具有电触点的导管。

[0013] 在另一个实施例中,一种导丝转向系统包括双金属导丝和加热器线圈。

[0014] 在另一个实施例中,一种栓塞线圈分离和导丝转向组合系统包括具有电触点的导

管，用于与栓塞线圈和/或导丝连接(interface)。

[0015] 在另一个实施例中，一种微导管包括电触点，所述电触点与放置在微导管中的设备相互作用。

[0016] 在另一个实施例中，一种栓塞链条包括固定在单丝上的多个球体。所述球体可包括填充了如药物等材料的中空内腔，所述药物可通过孔散布到内腔中。通过在两个相邻球体之间施加电流(例如从导管中的触点施加)，使球体发热并使单丝断裂，进而可拆卸所述栓塞链条。

[0017] 在另一个实施例中，一种栓塞线圈与供电电源的一端电连接，并且导管上的触点与供电电源的另一端电连接。当导管的触点与栓塞线圈上的接合部对齐并且供电电源上电时，所述接合部断裂，释放了所述栓塞线圈的一部分。

[0018] 在另一个实施例中，一种栓塞线圈与供电电源的一端电连接，并且导管上的触点与供电电源的另一端电连接。当供电电源上电时，位于导管外的电解可断开的接合部被降解，将栓塞线圈断开。所述导管进一步填充了非导电液体以防止仍在导管内的任何接合部也被降解。

[0019] 在另一个实施例中，一种导管包括加热线圈，所述加热线圈由激光切割金属海波管或扁平金属薄片而形成。多个加热线圈可设置成相互重叠的层，沿着所述导管的长度方向轴向设置，或者邻近彼此相互平行设置。

附图说明

[0020] 图1示出了用在栓塞线圈分离系统中的栓塞线圈；

[0021] 图2示出了使用图1所示的栓塞线圈的栓塞线圈分离系统；

[0022] 图2a示出了图2所示的栓塞线圈分离系统的加热器；

[0023] 图3示出了用在栓塞线圈分离系统中的另一栓塞线圈；

[0024] 图4-7示出了使用图3所示的栓塞线圈的栓塞线圈分离系统；

[0025] 图8示出了使用图3所示的栓塞线圈的另一栓塞线圈分离系统；

[0026] 图9-12示出了使用用在栓塞线圈分离系统中的可分离链接的栓塞线圈；

[0027] 图13-16示出了使用图9-12所示的栓塞线圈的栓塞线圈分离系统；

[0028] 图17-20示出了可用在栓塞线圈分离系统中的触点；

[0029] 图21-22示出了栓塞球链；

[0030] 图23示出了用于栓塞线圈的可分离接合部；

[0031] 图24示出了具有多个接合部的栓塞线圈，该多个接合部可通过与导管的电极电接触而分离；

[0032] 图25示出了断开栓塞线圈上的电解接合部的导管；

[0033] 图26示出了用在导丝转向系统中的导管；

[0034] 图27-28示出了图26中的导管与通过该导管传送的导丝；

[0035] 图29示出了用在栓塞线圈分离和导丝转向组合系统中的导管；

[0036] 图30示出了与栓塞线圈一起使用的图29中的导管；

[0037] 图31-32示出了与导丝一起使用的图29中的导管；

[0038] 图33-34示出了血管内可弯曲的导丝；

[0039] 图35示出了用于导管系统的加热器线圈；

[0040] 图36示出了可用于形成图35所示的加热器线圈的激光切割的扁平材料片；

[0041] 图37-39示出了导管内图35中的多个加热器的各种结构；

[0042] 图40示出了具有可拆卸接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0043] 图41示出了具有可拆卸接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0044] 图42-45示出了图9所示的栓塞设备的分离系统的各种部件；

[0045] 图46示出了具有可拆卸接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0046] 图47示出了图46所示的分离系统的加热器线圈；

[0047] 图48示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0048] 图49-50示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0049] 图51示出了图49-50所示的导管的分离系统的活塞构件；

[0050] 图52示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0051] 图53-54示出了图20所示的分离系统的剖视图；

[0052] 图55示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0053] 图56-65示出了图55的导管中的分离系统的各个部件；

[0054] 图66示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0055] 图67-68示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例；

[0056] 图69-70示出了具有可分离接合部的栓塞设备的另一个实施例。

具体实施方式

[0057] 现在将参照附图描述本发明的具体实施例。然而，本发明可以多种不同的方式实施并且不应理解成将其限制在此处描述的这些实施例；相反，提供这些实施例是使公开更加彻底和完整，并且可将本发明的范围全面地传达给本领域技术人员。结合附图，在实施例具体描述中使用的术语并不是用来限制本发明的。在附图中，相似的标记表示相似的元件。

[0058] 除非另有规定，在此使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明所属技术领域的技术人员通常所理解的相同的含义。还应理解，例如在常用词典中定义的那些术语应理解为其含义与在相关领域的内容中的含义一致，并且不应该以理想的或过于正式的意义来理解那些术语，除非在此处明确这样定义。

[0059] US8182506和US20060200192描述了一种分离系统，在此通过引用并入其全部内容。后面描述的用户接口可采用这些引用中描述的原理。

[0060] 请注意，对于图1-8，附图中左边的元件相对于附图中右边的元件来说是远端(因此，附图中右边的元件相对于附图中的左边的元件来说是近端)。

[0061] 栓塞线圈分离系统包括栓塞线圈和分离系统。图1示出了用在栓塞线圈分离系统中的线圈10。线圈10包括多个线圈段12，由段之间的链接14隔开。链接14是可降解的，当链接充分降解时，线圈段12与线圈10的其余部分分离。

[0062] 近端助推器20(例如连接至线圈10的细长构件，用于将线圈10推出导管)连接至线圈10的近端，并且还可选择性地包括位于最近端线圈段和助推器之间的另一个链接14。在一个例子中，图1所示的链接14是可热降解的。制成链接14的材料的熔点比包含线圈的材料的熔点低。在一个实例中，聚合物用作链接14。尽管示出的链接14为多股(strand)，但是还

可以使用更粗大的固体链接(如图3所示的链接14)、单股或管状构件。

[0063] 图2示出了可与图1所示的栓塞线圈10一起使用的分离系统。分离系统包括加热器16,其位于导线跟踪构件18的远端,该分离系统的尺寸优选地设计成用于将加热器16置于靠近导管的远端。如上所述,加热器16可熔化或降解链接14,从而使多个线圈段12的其中两个之间从线圈10上分离。

[0064] 导线跟踪构件18的近端部可位于穿过助推器20的通道内,因此能够独立于导线跟踪构件18的任何运动来单独推或拉助推器20。导线跟踪构件18的材料可为任何金属或聚合物,包括但不限于不锈钢、镍钛合金、聚乙烯、聚亚胺或这些材料的任意组合。优选地,导线跟踪构件18包括用于将电流传输给加热器16的正负电流线路19。导线跟踪构件18的近端可连接至具有正极和负极的电池或电压源以及连接至用于选择性接通电源的机构。

[0065] 加热器16可为导线线圈,并且优选由高电阻材料制成,例如铂或钽。优选地,导线跟踪构件18和加热器16的外直径足够小以使线圈10的内直径可在其中滑动,同时仍然适配于典型的微导管内。例如,对于具有约0.017”的腔的微导管,线圈10的最大外直径约为0.016”。假设一个相对较大的0.003”的线直径,导线跟踪构件18的外直径可小于等于约0.008”。导线跟踪构件的最优尺寸越大越好,但不能牺牲系统的灵活性。在一个例子中,导线跟踪构件18的外直径的范围为0.003”到0.012”。

[0066] 图2a更近距离地示出了加热器16和导线跟踪构件18。其中一个电流线路19连接至加热器16的近端部并且另一个电流线路19连接至加热器16的远端部,从而提供了电流的输出和输入路径。在这方面,电流可选择性地输入到加热器16,从而产生热量。当加热器16与线圈10的其中一个链接14对齐时,加热器16从线圈10的内部给链接14加热,使两个相邻线圈段12相互断开连接。

[0067] 包括线圈段的线圈10可由不透射线的生物兼容材料制成。在一个例子中,它由比例为92/8的铂/钨材料制成。对于图1所示的线圈,线圈段12可通过链接14相连,其中链接是单丝,制备单丝的材料为例如PET(聚对苯二甲酸乙二醇酯)、Engage聚合物或PTFE(聚四氯乙烯)。当接点与加热器正确对齐且给加热器提供恰当的电能时,这些单丝接点会被加热器16产生的热量断开。可选地,链接可具有管状形状,其中加热器16产生的热量使链接熔化。在另一个可选实施例中,链接14可为如图3所示的纯固体状(即实心圆柱形)。

[0068] 助推器20可由具有与线圈10相似尺寸的海波管组成,从而便于导线跟踪构件18跟踪并且便于在传送设备(如微导管)内跟踪。助推器20可由金属材料制成,例如不锈钢或镍钛合金,或者由聚合物制成,例如聚乙烯或聚亚胺。

[0069] 图3示出了可用在另一分离系统中的另一线圈11。示出的固体链接15比图1所示的单丝链接14更粗大。线圈链接15可与链接14互换(即图1和图3所示的链接都可以用在单线圈10和11上),具体取决于线圈分离系统的特性。附图示出的是线圈实施例和线圈分离系统实施例的表示。由于链接14优选为纯固体状(或可选地为具有中空通道的圆柱),因此它们不能与图2a所示的导线跟踪构件18和加热器16一起使用。因此,需要通过置于线圈11上的微导管来使用加热机制。

[0070] 图4示出了用在线圈分离系统中的微导管22,用于检查或确定栓塞线圈11的对齐。分离系统包括具有电触点26的微导管22,电触点靠近导管22的远端。在图4中,示出的这些触点是一对电流传输元件(一个在更近端的位置,一个在更远端的位置),可由任何导电材

料制成。每个触点26可为围绕导管内部通道的内圆周延伸的环或可为仅接触线圈11一小部分的一个或多个点或弧。还可使用其他电触点(加热线圈、电极等)。

[0071] 分离系统不但可用于检查栓塞线圈11是否对齐,还可用于在正确对齐时启动分离操作。例如,可通过测量诸如电阻、电容、谐振频率和/或近端触点26A和远端触点26之间的金属探测的值来确定是否对齐。触点26通过导线28连接至设备近端处的控制系统。导线28在一组近端触点26A至控制系统之间延伸,以及在一组远端触点26B至返回控制系统之间延伸。控制系统可测量正确对齐(下文进一步讨论)以及开始分离操作(即进行加热以断开链接)。

[0072] 图5-7示出了图4中的导管用于检查栓塞线圈26是否恰当对齐。由于栓塞线圈10由一系列通过链接14连接的段12组成,因此轴向对齐是基于两组电触点26之间的测量值(如电阻)确定的。

[0073] 例如,在图5中,线圈段12仅一部分同时接触近端触点26A和远端触点26B,允许基于线圈段12的材料特性测量第一电阻值。在图6中,链接14接触远端触点26B,而段12接触近端触点26A,因此基于链接14的材料特性测得第二电阻值。在图7中,远端触点26B接触链接14且近端触点26A接触段12,因此提供第三电阻测量值。

[0074] 在一个例子中,图6示出了在导管25内的期望的轴向对齐(例如通过第二电阻值进行检测),开始链接14的降解从而将线圈段12从线圈11的其余部分分离。在一个例子中,当测量到期望的对齐时,可向用户转发一个信号(即在用户接口设备上的光和/或声音)。用户可与接口交互(如按压按钮)来开始分离。

[0075] 在一个例子中,触点26也可在需要时转发热量以断开链接14。在另一个例子中,可在需要时利用连接至控制系统的替代的加热系统(如导管25内的加热器线圈)来断开链接14。一旦用户按下按钮,分离就自动开始一次,基于栓塞线圈11相对于触点26的位置测量到合适的电阻值。除了热分离之外,电分离或其他分离机制也可用来断开链接14。

[0076] 除了通过测量一个值(如电阻值)来检查线圈部件是否恰当对齐,触点26也可传递或产生热量以通过链接14的降解来启动分离。例如,触点26可提供足够的电流使链接14每一侧的两个段12加热,进而使段12熔化链接14。具体地,电路从控制系统开始,延伸通过一根导线28,通过一组触点26,通过栓塞线圈的一部分(该部分在两根导线之间接触),通过另一组触点26,通过另一导线28,并返回控制系统。其中一根导线28可连接至控制系统中的电压源的正极,而另一根导线28可连接至控制系统中的电压源的负极,从而完成了整个电路。在另一个实施例中,每个触点可连接至另外的导线,选择性地使每个触点各自产生热量。

[0077] 图8示出了与图4所示的导管25相似的导管27,除了触点26C和26D包括平行板电容器之外。具体地,触点26C和26D均为平板、弧形、圆点形或相似形状,且优选地位于导管27的腔内,彼此正对面。与上面描述的类似,触点26C和26D通过导线28连接至控制系统的正极和负极,实现测量电容值。电容值将会发生变化,这取决于平行触点26C和26D之间的材料的介电常数。因此,线圈段12具有一个电容值,而链接14具有另一个介电常数值,这是因为它们由不同的材料制成。基于链接14的介电常数的测量值,当通过控制系统测量到一个特定的电容值时,可启动类似于上面所描述的分离操作。

[0078] 请注意,对于图9-16,附图中右边的元件相对于附图中左边的元件来说是远端(因此,附图中左边的元件相对于附图中的右边的元件来说是近端)。

[0079] 图9示出了使用可分离链接30的分离系统，该可分离链接30连接两个相邻的线圈段12。可分离链接30包括胶囊状部分，该胶囊状部分包含可降解元件。

[0080] 图10更近地示出了链接30，图11示出了图10中的链接30的爆炸图。链接30包括绝缘套36，该绝缘套可由任何生物兼容的非导电材料制成。例如，聚合物(例如聚亚胺)或陶瓷都可用来制备绝缘套。

[0081] 两个导电柱或导电套34和35通过黏合剂或胶水分别配合到绝缘套36的近端和远端。导电套34和35由导电材料构成，例如铂/钨比为92/8的材料。

[0082] 加热器40可为导线线圈，横跨在导电套34、35的近端和远端之间，将其端部42(如其电线的端部或喇叭状线圈部)连接至每个导电套34和35的凹槽或凹陷44处。因为套34、35是导电的，电流可在两个导电套34、35之间流通并流过加热器40，使加热器40发热。在一个例子中，加热器40位于绝缘套36外，而在另一个例子中，加热器40在绝缘套36内。在这两个例子中，优选加热器40与绝缘套36之间没有显著的接触，从而不会耗散加热器40内产生的热量。优选加热器由生物可兼容材料制成，并具有高电阻。在一个例子中，加热器由铂/钨比为92/8的材料制成且为线圈。

[0083] 盖子32位于远端导电套35的远端，并附在位于远端的线圈段12上。在一个例子中，盖子32也可由铂/钨比为92/8的材料制成。另一个栓塞线圈段12附在近端导电套34的近端，并且在一个例子中，远端线圈段焊接在盖子32上且近端线圈段焊接在近端导电套34上。

[0084] 弹簧38位于盖子32的远端，而另一个弹簧37位于近端导电套34的近端从而为单丝50提供灵活的连接点。单丝导线50可由聚合物(如PTFE或Engage)构成，优选连接在近端弹簧37的近端部以及远端弹簧38的远端部上，当然也可使用任何类型的连接。当单丝50连接在两个弹簧37、38之间时，优选单丝50只有极小的松弛或甚至有些紧绷。

[0085] 图12示出了用在线圈分离系统中的可分离链接31的另一个实施例，该实施例与图10-11所描述的实施例相似，但是只包括一个弹簧46而不是两个弹簧。弹簧46横跨整个链接31并位于加热器40内。不同于单丝50横跨在两弹簧之间，单丝在弹簧46内延伸并穿过弹簧46。在一个例子中，单丝可连接在弹簧46的近端部和远端线圈段(其与远端盖子32连接)上。在另一个例子中，弹簧46位于加热器40外部。

[0086] 现在将阐述使用链接30或31进行分离操作。链接30(或31)位于每个栓塞线圈段12之间。图13示出了包括各种栓塞线圈段12和位于所述段之间的链接31(尽管也可使用链接30)的栓塞线圈。图中所示出的段12和链接31的数量只是说明性的。除了其他部件外，链接30包括近端导电套34、远端导电套35和加热器40。通过微导管或传送设备22传送线圈。

[0087] 传送设备包括触点52和54，与之前描述的触点类似。触点连接至控制系统以通过示出的导线使触点极化；一个触点正极化而另一个负极化。触点可连接至具有电压源的控制系统，其中一个触点连接至电压源的正极而另一个触点连接至电压源的负极。可替换地，还可使用其他电压源，例如交流系统。作为一个例子，触点52具有正极而触点54具有负极。

[0088] 如图13所示，当触点52与近端导电套34对齐并且触点54与远端导电套34对齐时，电路是完整的，允许电流流过正极触点52、近端导电套34、加热器线圈40、远端导电套35、触点54并返回控制系统/电压源。在一个例子中，用户接口可用于安置与所描述的系统相互作用的控制系统/电压源。当实现了触点52、54与导电套34、35之间的良好对齐时，可提供视觉或声音提示(即光或声音)。然后，用户可按压按钮以开始分离，按压按钮会提供脉冲给系

统。

[0089] 当电流流过加热器40时加热器会发热。参考图11，该热量一开始会导致单丝导线50伸展，进而增大了弹簧37和38之间的张力。当弹簧37、38和单丝50达到足够大的张力时，导线50会断开，进而导致远端盖子32和远端线圈38分离到血管系统中，如图14所示。请注意，远端盖子32优选机械地连接(如通过黏合剂)至远端导电套35以防止它单独分离到血管中。由于位于所有近端链接部件之间的连接部件的存在，邻近盖子32和远端线圈的部件(即导电套34和35、绝缘套36)依然连接至剩下的近端栓塞线圈段，如前所述。

[0090] 如果在栓塞线圈的其他位置的其他分离序列操作初始化，当下一个分离序列初始化时，这些其他的部件(即远端导电套35、绝缘套36、近端导电套34等)会分离到血管中。

[0091] 优选地，所有的链接部件都是生物可兼容的，它们或者是由聚合物(单丝50、绝缘体36)构成的，或者是由生物可兼容金属构成的(加热器42、导电套35和35、弹簧37和38、盖子32、线圈段12)。对于图12中所示的链接31的实施例，加热器40产生的热量导致单丝导线50膨胀并导致包裹住导线的单个弹簧46延伸，直到所述导线断开。在单丝50的远端连接至远端栓塞线圈段12的情况下，然后远端栓塞线圈段12将会分离。

[0092] 在另一个实施例中，可使用另一个系统为加热器40供电。该系统可连接至相同的用户接口。该并行系统可使用另一组电路为加热器40提供热量并促使分离发生。在一个例子中，当链接与触点良好对齐时，分离系统为用户提供信号。然后，用户可采取行动(即在用户接口上按压按钮)，这将接合并行系统以加热加热器40并分离线圈段。

[0093] 在另一个实施例中，当链接良好对齐时不会给用户提供信号。相反，当需要分离时，用户可采取行动(即在用户接口上按压按钮)。然后，当链接良好对齐时，分离序列操作会启动。如之前描述的，加热器40的加热可为并行或集成系统的一部分。

[0094] 图4-7、8、13-16中所示的线圈分离系统示出了一种智能微导管类型，其中微导管22具有位于微导管远端附近的机构，其通过触点读取栓塞线圈的位置。描述的各种系统的其他实施例可使用海波管、更小的微导管或通过微导管传送的其他传送设备。线圈将通过这些海波管/更小的微导管/内部传送设备传送，其中海波管/更小的微导管/内部传送设备将具有读取栓塞线圈的位置的触点。

[0095] 图17和18示出了触点52和54的一个实施例，其中触点52和54是环形的或圆筒形的。触点52、54可由镍钛合金、弹簧钢、不锈钢或类似的材料制成，其具有由导电材料(如金)制成的导电尖端56，最佳如图18的俯视图所示。当栓塞线圈通过时，尖端56接触不同的区域，进而提供了与环52、54的电连通。

[0096] 对于正确的分离对齐，尖端56与导电套34、35对齐以完成电路。如果需要，用户这时可启动分离。触点连接至控制系统，该控制系统可包括电压源上的正电极和负电极，从而将触点适当地极化。因此，触点52可以正极化，而触点54可以负极化，或者反之亦然。

[0097] 图19示出了位于微导管22内的触点52、54。在该图中，触点52、54嵌入在微导管的内直径和外直径之间的区域中(即在微导管壁内)，靠近所述微导管的远端。必要的电路系统沿着该区域纵向穿过微导管。可替换地，除了导线之外的导电元件(即导电套或导电线路)可纵向穿过微导管的特定区域以返回连接至控制系统。在另一个例子中，这些触点可位于微导管之外。在另一例子中，这些触点可位于内腔区域的周围。

[0098] 图20示出了当栓塞线圈通过时的系统。触点52、54嵌入在微导管内并连接至位于

另一端的电压源(一个触点连接正极且另一个触点连接负极)。可替换地,还可使用其他电压源,如交流系统。如之前描述的,当线圈通过时,当分离区域与触点52、54和尖端56恰当对齐时电路将是完整的。因此,当导电套34、35与触点52、54良好对齐时,电路将是完整的并且当需要时可以之前描述的方式启动分离。

[0099] 在一个实施例中,组成栓塞线圈(如10或11)的线圈段12可使用各种类型的线圈。例如,通常,当填充动脉瘤时,先用一个相对较硬的骨架线圈将动脉瘤的周围框起来。然后用一个相对较软的填充线圈填充动脉瘤内的空间。最后,用一个更软的最终线圈填充动脉瘤的空间内剩下的小空间。

[0100] 用在栓塞线圈分离系统中的栓塞线圈可使用一些栓塞线圈段作为骨架线圈,一些段作为填充线圈,一些线圈作为最终线圈。在一个例子中,最远端线圈段可为骨架线圈,次远端段可为填充线圈,最近端段可为最终线圈。在另一个例子中,最远端线圈段可为骨架线圈,次远端段可为填充线圈。在另一个例子中,最远端线圈段可为填充线圈,次远端段可为最终线圈。可替换地,骨架、填充和最终线圈的各种组合都可用作栓塞线圈的线圈段。通过使用具有各种线圈段的栓塞线圈可大大地提升运行时间,这些线圈段包括动脉瘤/畸形治疗必须的不同类型的线圈。

[0101] 在另一个实施例中,包括栓塞线圈的线圈段可使用相同类型的线圈。在一个例子中,其中一个栓塞线圈可仅由骨架线圈构成,另一个可仅由填充线圈构成,另一个可仅由最终线圈构成。在各种不同点分离线圈的能力可将线圈的长度定制成适合具体的动脉瘤/畸形的体积,此时如果需要的话还可引入另一类型的线圈。在一个例子中,第一栓塞线圈使用骨架线圈段。其首先被引入,然后当需要的时候在合适的分离区域分离。然后使用第二栓塞线圈并在需要的时候在合适的分离区域分离,其中第二栓塞线圈使用填充线圈段。最后,使用第三栓塞线圈并在需要的时候在合适的分离区域分离,其中第三栓塞线圈使用最终线圈段。

[0102] 传送和/或使用栓塞线圈和/或栓塞线圈分离系统的各种方法也是可预期的。传送栓塞线圈的方法可包括:准备具有多个分离区域的栓塞线圈,通过传送设备传送该线圈,使用该分离系统启动分离序列操作从而在血管中分离全部或部分线圈。使用该分离系统的方法可包括:准备具有各种分离区域的线圈,然后当适合在血管中分离全部或部分线圈时启动分离序列操作。可选择地,当分离区域良好对齐时,可使用指示机构提示用户。

[0103] 其他预期的方法包括:准备具有多个线圈段的栓塞线圈,其中每个段包括特定类型的线圈(即骨架线圈、填充线圈或最终线圈),通过传送设备传送该线圈,以及使用分离系统选择性分离每个线圈类型。另一种方法可包括:准备各种栓塞线圈,其中每个线圈包括不同类型的线圈(即一个线圈只有骨架线圈段,另一个线圈只具有填充线圈段,另一个线圈只具有最终线圈段)。通过传送设备传送第一线圈,当需要的时候启动分离序列操作。然后通过传送设备传送下一个线圈,当需要的时候启动分离,如此等等。

[0104] 本文讨论的方法并不是限制性的,而只是强调一些例子以阐述上述设备、技术和实施例如何使用各种操作方法。

[0105] 图21和22示出了可分离栓塞球链100的实施例,该球链100可与之前讨论的栓塞线圈类似地使用。优选地,每个球102包括穿过其中延伸的通道106,从而允许单丝或拴绳构件108从中穿过。在一个实施例中,可通过通道104注入黏结剂112将球102锚定至单丝108,通

道104开向单丝通道106，进而同时连接至球102和单丝108。优选地，多个球102固定到单丝108上，相互邻近并彼此接触。

[0106] 从图22中可以最好地看出，球102是中空的，形成内腔102A以容纳水凝胶、泡沫和/或药物，水凝胶、泡沫和/或药物可通过孔110在患者体内释放。孔110的各个方面都可以调整以升高或降低材料的释放速度。例如，孔110的直径和深度可调整以确保表面张力和毛细作用是材料分散的主要机制。在这方面，减小孔径或增加孔深度(即围绕孔110的球102的壁厚度)会降低材料分散速度。在另一个例子中，可设计孔110从而在常压下材料(或药物)在球102内是稳定的，但是当球102进入到患者的血管中时，会形成促使药物从球102中出来的梯度。在另一个例子中，可将生物可吸收或生物可降解塞子(如PGLA)放置在孔110中，其可具有各种厚度，取决于药物传送开始所需的时间长度(如分钟、小时、天或甚至是月)。

[0107] 球102可由金属构成，如铂、钯、镍钛合金、钽或不锈钢。可替换地，球102可由覆盖有导电材料的聚合物构成。例如，使用0.017'导管内腔时，球的直径可为0.013"-0.016"。然而，这只是一个说明性的例子，可预期各种尺寸并可与各种尺寸的导管一起使用。

[0108] 通常，球链100可与任何在其内腔内包括电触点的导管一起使用，例如本说明书中讨论的任何导管实施例。在一个实施例中，单丝108由金属或镀导电材料的聚合物(如镀金聚亚胺)制成，这允许电流在两个或多个球102之间传导(如当电触点在导管内腔内轴向间隔时)。因此，电流传导通过一个球102，到单丝108中，通过邻近球102，并流出第二触点，进而加热单丝108，将聚合物熔化，并将两个球102分开。

[0109] 在另一个实施例中，无电镀聚合物单丝108可用来连接多个球102。在这方面，电流将通过球之间的相互接触从一个球102直接流到邻近球102。该电流会使这两个球加热，熔化并断开单丝108。

[0110] 尽管用术语球来描述链100的元件102，当然还可以使用其他形状的构件。例如，圆柱、立方体、中空马鞍状或相似的多边形。因此，术语球并不意在限制于球形元件102。

[0111] 在一个实施例中，单丝108在球102之间张紧以维持每个球102之间的接触。在另一个实施例中，单丝108在球102之间没有张力。

[0112] 尽管所示出的单丝通道106是笔直的，弯曲的通道也是可能的。在这方面，通道106的开口可以不是相互平行的。还可以预期，多个具有弯曲通道106的球102可用于赋予链100第二形状。

[0113] 在另一个实施例中，球102可进一步具有置于其外表面的导线线圈。例如，单线圈可覆盖整个链100，或者多个较小的线圈可分别覆盖一个或多个球102。

[0114] 图23示出了具有接合部120的栓塞线圈的另一个实施例，该接合部可选择性地释放从而将两个线圈段12相互分离。接合部120包括连接至两个接触带122的熔丝链124。在一个实施例中，熔丝链122延伸穿过接触带122的孔并形成结124以维持接触带之间的张力。在一个例子中，熔丝链124由镀金或镀相似导电材料的聚亚胺单丝或海波管构成。当接触带122与导管(如本说明书中之前描述的任何导管)内的电触点对齐时，电流流过熔丝链124，破坏镀层并断开聚亚胺。因此，接合部120分离，将段12彼此断开。如本说明书中的其他实施例描述的，微线圈可具有连接至多个线圈段12的多个接合部，这允许操作员选择分离线圈的部分。

[0115] 图24示出了具有多个电解可分离接合部134的微线圈130的另一个实施例。优选

地，接合部134包括连接至每个线圈段12的端部的导电环136以及将其中两个环136连接在一起的电解链接138。优选地，微线圈130连接至位于助推器120的近端的供电电源，而触点137连接至同一供电电源的不同极性端。当微线圈130对齐时电触点137与接合部134的远端的环136接触，从而形成电路。具体地，电路通路始于助推器120的近端，经过线圈段12，经过近端环136，经过电解链接138，经过远端环136，经过触点137，然后回到供电电源。当给电路施加电压时，电解链接开始电解降解，从而释放微线圈130的在接合部134的远端侧的部分。

[0116] 在一个实施例中，微线圈130和助推器120可镀金或其他高导电性的电镀材料以提高导电性。在另一个实施例中，可使用其他类型的链接，例如热链接、热机械链接、射频链接、机械连接和光链接来代替电解链接138。

[0117] 如图25所示，微线圈130还可与有些不同的导管144一起使用，在该导管中，导管的电触点146位于导管144的远端，从而形成位于触点146之间的电路，电路经过病人的血液并进入微导管130内。为了防止仍然在导管144内的所有的链接138电解降解，不导电的净化液140(如盐或离子含量约为百万分之零的液体)被泵送到导管的内腔中。为了防止该不导电液体干扰紧接导管端部的远端的接合部134的降解，连接导管内腔的净化孔142(或可选地为切口或相似形状)置于触点146的近端。在这方面，不导电的净化液140在触点146的近端流出导管144，使得接合部134和触点146之间导电。在一个例子中，不导电的液体140可为碘，其还允许用户在X射线下观察液体并且其可更黏稠从而能更好地保留在导管内。通常，该实施例减少或消除了在导管内接合部134和触点之间精确对齐的必要性，因为病人的血液携带了大部分电流。在一个例子中，电解链接138由不锈钢构成并且线圈段由铂构成。

[0118] 图26示出了用于导丝传送系统的导管150的实施例。该导管包括近端电触点58和远端电触点54，它们通过近端电源和控制系统而具有相反的极性。可存在用户接口(如按钮)供用户使用从而与控制系统连接(例如与本说明书中的其他实施例所描述的控制/电源系统类似)。尽管示出的触点54具有正极化并且触点58具有负极化，这些是可以反过来的。这些触点在设计上与图17-18的触点类似。

[0119] 图27-28示出了与导丝60一起使用的导管。导丝60优选由双金属混合物制成，从而当其暴露在足够高的温度下时导丝60可弯曲。在一个例子中，导丝60一半(即导丝横截面的半圆)由第一金属构成，而另一半由具有不同膨胀系数的第二金属构成。当通过触点54和58给导丝60施加电流时，导丝60温度上升。因为两个金属的膨胀速度不同，导丝朝着一个方向弯曲。通过弯曲导丝60、朝着所需的方向旋转导丝60并进一步向前移动导丝，该弯曲可有助于引导导丝60和导管通过血管系统。在一个例子中，仅有导丝60的远端部由位于每一侧的两种金属构成。在另一个例子中，整个导丝60包括两半，每一半是不同的金属。

[0120] 在一个使用方法的例子中，导管150可到达血管中的分叉点，并且可使转向系统能够(通过用户接口)使导丝60的远端弯曲。然后，用户可扭曲或旋转导管150和导丝60从而使导丝朝着他或她所需要的方向弯曲以使导管转向(见图33-34)。为了创造足够高的温升以使导丝弯曲，优选将触点间隔开以允许更高的电流通路从而增加热传导。在一个例子中，该间距约为0.5～3cm。诸如所使用的材料以及所采用的电脉冲这些因素会影响触点之间所需的间距。

[0121] 图29示出了用在导丝-栓塞线圈组合系统中的导管152。导管采用三个触点52、54和58。较远端的触点52和54与栓塞线圈分离系统(如本说明书中讨论的任何一个栓塞线圈)

一起使用，而触点54、58与导丝60一起使用。触点52、58优选具有相同的极性，而最远端的触点54具有相反的极性。尽管示出了触点54为正极化且触点52、58为负极化，但是这是可以切换的，从而触点54为负极化且触点52、58为正极化。在一个例子中，用户接口可具有两个按钮，从而与导丝系统或栓塞线圈分离系统交互。触点52、54、58与图17-18中示出的触点类似。

[0122] 在另一个实施例中，导管/传送设备(即护套、海波管、微导管或导管)使用电触点。导管可被认为是智能导管，因为它包括与放置在该导管内的设备交互的电触点。触点连接至电系统以使触点极化。触点可用来与通过导管(即上述栓塞线圈和/或导丝)的设备交互。用户可具有接口以通过上述用户接口来初始化一个序列操作(即栓塞线圈分离或导丝操控)。在一个例子中，对于栓塞线圈分离与可转向的导丝组合系统，用户接口可具有两个按钮，一个用来分离线圈而另一个用来使导丝弯曲以协助传送系统转向。按一个按钮会通过栓塞线圈分离系统的电路系统发送脉冲，按另一个按钮会通过导丝系统的电路系统发送脉冲。智能微导管可采用在图4、8、13、21和24中示出并阐述的任何一个触点结构。

[0123] 图30示出了与栓塞线圈一起使用的组合系统。触点52、54用来与线圈交互并在用户需要的时候促使线圈段分离。

[0124] 图31示出了与导丝一起使用的组合系统。触点54、58用来与导丝交互。在一个例子中，导丝几乎与传送设备/微导管的内直径一样厚以碰到触点尖端56。在另一个实例中，导丝在选择性部位具有扩张直径区域从而与触点尖端连接。

[0125] 在另一个实施例中，触点52、54可用在导丝-栓塞线圈组合系统中，而并不包含另一个近端触点58。在该实施例中，在导丝的远端部内，导丝不需要如此长的电流通路来使导丝弯曲，从而另外的近端触点56也不需要。在双金属混合物中使用的材料和用来产生电流的脉冲是可以使促使导丝的远端弯曲所需的通过导丝的电流通路最小化的因素，在这一特定实施例中这些因素是非常有用的。

[0126] 在代替触点系统的另一个实施例中，导丝本身可具有置于该导丝远端上的加热器线圈。线圈的一端为正极化，另一端为负极化。用户接口可连接至该系统的近端，并且用户可与系统交互以产生脉冲从而发送电流至加热器线圈以使导丝的远端尖端加热从而使其转向。然后，用户可对该系统的近端施加扭矩以在所需的方向上对齐导丝，从而协助导管在血管系统中导航。可替换地，导丝具有置于其远端的加热器线圈并且该加热器线圈可与建立在导管(如之前描述的)中的触点系统电气地相互作用以加热线圈使导丝的远端转向。加热器线圈可接触导管的电触点，触点连接至用户接口从而在需要的时候用户可发送脉冲至该系统。当脉冲已发送时，导丝转向以响应通过加热器线圈产生的热量，然后弯曲的导丝用来给导管导航。

[0127] 在另一个代替置于导丝的远端尖端上的加热器线圈的实施例中，微导管可具有在微导管的远端内的集成加热器线圈。该集成加热器线圈的一端为正极化，另一端为负极化。线圈可集成到连接至该系统的近端的用户接口内，并且用户可与该系统交互以产生发送电流至加热器线圈的脉冲。该加热器线圈可紧邻或直接接触导丝设置。当导丝位于导管的远端时，用户可加热加热器线圈从而导致导丝的远端尖端转向。然后，用户可对该系统的近端施加扭矩以在所需的方向对齐导丝，从而协助导管在血管系统中导航。

[0128] 图35示出了加热器线圈160的实施例，其包括通过多个180度曲线相互连接的多个

相邻直段160B。该图案以端部160A为终点，端部160A连接至导线或相似的导电元件，导线或相似的导电元件最终连接至电源和控制系统。

[0129] 在一个实施例中，由高阻金属(如铂)构成的海波管可激光切割成该“之字形”图案。在另一个实施例中，金属薄片可激光切割成该图案，然后弯曲成圆筒形。优选地，加热器160涂有绝缘材料，例如派瑞林(paralyne)的聚酰亚胺、聚乙烯、聚四氯乙烯。通过这些技术产生加热线圈160，该线圈可具有相对小的厚度(如0.009”)，但仍然产生相当大的电阻。

[0130] 因为加热器线圈160相对较薄，导管的一个实施例可包括双层加热器组件162，该组件162包括线圈160和位于其内的第二内部小线圈163，如图37所示。该组件162将允许加热器组件162为导管提供更多的热量和/或提供余度。其他实施例可包括3、4、5、6或更多层的加热器线圈。加热器线圈的每一层可具有独立的供电电线或者每个线圈可串联成链。可替换地，单个海波管(图36)可卷成多层结构，其中海波管的每个连续卷变成加热器的新层。采用这种结构，只需要一组导线来加热整个系统，因为加热器线圈包含相同的海波管图案。

[0131] 图38示出了导管加热器组件169的另一个实施例，该导管加热器组件169具有沿着其长度方向交错的多个加热器线圈，从而形成多个可独立运行的加热器区域。具体地，导管164包括近端加热器线圈165、中间加热器线圈166和远端加热器线圈167，它们在设计上都与线圈160相似。尽管示出了三个线圈，这种导管可包括任何数量的线圈(如介于1和100个线圈之间)。添加不同的、分离的加热器线圈提供了余度、温度控制和/或面向用户的栓塞线圈分离接合部。

[0132] 图39示出了另一个实施例的剖视图，其中导管168具有相互并排放置的多个加热器线圈160(如3个线圈)。优选地，每个线圈160位于其自身的导管内腔通道内，进而允许从相同的导管使用多个不同的设备并加热多个不同的设备(例如，如前所述用于分离植入物或弯曲导丝)。

[0133] 如下更详细的介绍，图40-___公开了各种另外的链接或接合部实施例，它们将栓塞设备的各种段连接在一起并且可被用户选择性地分开。尽管就这些实施例描述了线圈部12，应理解本说明书中描述的任何栓塞设备可用来连接这些接合部，例如球102。

[0134] 回到图40，分离接合部252的另一个实施例连接栓塞设备的两个部分，例如在线圈部12之间。分离接合部52通过粘结材料254保持在一起，当粘结材料暴露在液体中时，如血液、造影剂、盐水或其他通常被注入的介入液体，粘结材料可降解(通过化学方式或其他方式)。例如，粘结材料254可包括盐，如NaCl或当暴露在液体中时能游离成溶液的类似的盐。

[0135] 在一个例子中，通过外部电控膜256，粘结材料254可选择性地暴露在液体中。当通过在本说明书中描述的任何一种导管实施例施加电流时，该膜允许液体流入接合部252，允许粘结材料254(如NaCl)进入到溶液和线圈部12中以使彼此分离。在一个例子中，通过Cassie-Wenzel润湿过渡效应，外部膜256运行，其在Bormashenko、Edward、Roman Pogreb、Sagi Balter、和Doron Aurbach中有所描述。“Electrically Controlled Membranes Exploiting Cassie-Wenzel Wetting Transitions(采用Cassie-Venzel润湿过渡的电控薄膜)”，Scientific Reports3(科技报告3)(2013)，通过引用将其内容并入本申请。

[0136] 在另一个例子中，外部膜部256可为一层水凝胶，当电流通过导管流过时，会使水凝胶脱水并收缩。一旦充分收缩，水凝胶会允许来自栓塞设备外部的液体(如来自导管内部的盐水)进入到接合部252并使粘结材料254降解。在一个实施例中，单独使用水凝胶。在另

一个实施例中，水凝胶具有置于其上的可渗透膜或层。

[0137] 在另一个例子中，外部薄膜256可为薄膜，当来自导管的电流施加在其上时，薄膜熔化或降解。例如，该膜可由聚合物构成，例如聚氨酯或聚烯烃，其熔点足以通过激活加热器来使其溶化。

[0138] 在可替换的实施例中，接合部252的内表面255可构造成选择性地允许液体(如盐水或造影剂)从内部通道253流到粘结材料254。该液体的选择性通过可通过就外部膜256所阐述的任何一种机制来实现，并且可单独使用或与外部膜256一起使用(即两个膜都可选择性地允许液体通过)。

[0139] 图41-45示出了栓塞设备270的各个方面，该栓塞设备具有线圈部12，其可通过接合部272相互分离。通常，接合部272包括连接至线圈部12的远端的多个加热元件274，当激活时，可熔化黏合剂构件284，进而释放相邻线圈部12。

[0140] 在图42中最好地示出了黏合剂构件284位于远端环282的凹槽282A内，该凹槽固定至另一线圈部12的近端。加热元件274也位于凹槽282A内，从而黏合剂构件284将加热元件274固定或紧固到远端环282上，进而将两个相邻线圈部12维持在一起。

[0141] 在一个实施例中，加热元件274形成多个通常为矩形的形状，尽管各种不同形状都是可行的，例如单个正方形或多个圆形环。

[0142] 通过远端导电环280和近端导电环276(两个环都被绝缘层278隔开)将电流分布到每个加热元件74上。环280和276中的每个环可由导管内的电流提供元件(在本说明书的其他地方进行了描述)接触。

[0143] 加热元件274优选具有只与远端环280电接触的第一端274A以及只与近端环276电接触的第二端274B。如图44和45所示，该结构可通过具有相对较小长度从而只允许进入远端环280的其中一个孔280A的第一端274A，以及具有相对较大长度从而延伸穿过孔280、穿过绝缘层278的孔并进入近端环276的其中一个孔276A内的第二端274B来实现。绝缘构件281可进一步位于第二端274B的在远端环280的孔280A内的部分上，进而防止电接触，否则电接触会防止电流完全流过加热元件274。

[0144] 图46示出了具有位于相邻线圈段12之间的多个接合部292的分段的栓塞设备290的另一个实施例。接合部292通过多个拴绳或单丝296连在一起，拴绳或单丝296轴向放置并围绕设备290的壁周向放置。每个拴绳296通过锚98在张力下锚定到两个线圈部12上。锚可为黏合剂、粘合剂、可供拴绳296系上的特定元件，或类似的扣紧机构。

[0145] 优选地，拴绳296由位于每个拴绳296附近的电阻加热器294断开。例如，图46和47示出了电阻加热器环294，其包括由相邻弯曲区域294B连接的多个卷曲部294A，从而形成环形。优选地，每个卷曲部294A缠绕其中一个拴绳构件296，从而使足够的热量传导至拴绳构件296。最后，电线60和61连接至加热器294的部分，并且每个连接至电接触环295和297。当环295和297在导管内与电触点(如本说明书中其他地方描述的那些)对齐并且用户施加了电流时，线圈294A加热并熔化或断开拴绳元件296并将设备290的线圈部12相互释放，进而将设备的一部分释放到病人体内。

[0146] 图48示出了栓塞设备300(如微线圈)的另一个实施例，其具有连接多个线圈段12的多个电解接合部102，从而设备300可选择性地在多个不同位置分离。具体地，接合部302优选包括近端环304和远端环306，它们与中间牺牲阳极环308接触。助推器的近端(其连接

至设备300的近端)连接至电源从而为环304提供正电流,而负电流通过来自导管300内的液体提供或经由与病人接触的电极通过病人的血液提供。可选择环304、306和中间牺牲阳极环308从而使阳极环308快速电化学腐蚀(即阳极环308用作阳极且环304、306用作阴极)。一旦阳极环308已充分腐蚀,设备300的远端线圈部12(包括环106)与近端线圈部12断开。

[0147] 图49-51示出了具有多个机械释放机构的栓塞设备310的另一个实施例,该机械释放机构可选择性地在沿着设备310的各种不同位置分离或释放设备310。具体地,设备310包括一个或多个活塞314,活塞具有向外移动从而将机械释放机构松开的销316。在一个例子中,机械释放机构包括在销316的远端上的挂钩部316A,销316可从闩锁位置(图49)移动到未锁位置(图50)。然而,应理解可将各种不同的闩锁机构与活塞314配合使用。

[0148] 图19示出了活塞314的一个可能的实施例,其中耐压壳322和盖子320包含加热时膨胀的材料324。材料324可为石蜡、油或具有足够大的膨胀系数的相似材料从而使活塞314移动。在另一个例子中,材料324可为水银、乙醇或具有相对较高膨胀系数的其他材料。当加热器线圈被激活时,其加热活塞314,从而使材料324在壳322内膨胀,进而至少部分地将销316推出壳322。

[0149] 图52-54示出了具有连接多个线圈段12的多个机械释放机构332的栓塞设备330的另一个实施例。具体地,释放机构332包括近端环334和远端环336,它们彼此抵靠并通过多个栓绳元件或细丝元件338连接或保持在一起。图53最好地显示了环的剖视图,环334和336一开始具有相对彼此大致凹陷的形状(如在彼此之间形成横截面椭圆)。然而,当环334和336通过直接给环施加电流(如前述导管)或通过在导管中的相邻加热器线圈而被加热时,环334和336沿着反方向弯曲从而形成凸起的形状(图54)。该形状的改变通常增加环彼此之间的端部的距离,在拴绳构件338连接的情况下,进而使拴绳构件338破裂或断裂并使得设备330的远端线圈部12与近端线圈部12断开。

[0150] 在一个实施例中,环334和336的温度弯曲行为可通过使用双金属设计(即环的第一侧上的第一金属以及环的第二侧的不同的第二金属)来实现。在另一个实施例中,环334和336的弯曲行为可通过使用能够实现马氏体/奥氏体转换的材料来实现。例如,环334、336可由具有相对较高的奥氏体终点温度的镍钛合金构成,从而当电流施加给环或加热器线圈被激活时,环334、336转换到它们的马氏体相,进而也改变了形状。

[0151] 图55-65示出了具有将多个线圈部12彼此连接的多个机械释放机构342的栓塞设备340(如微线圈)的另一个实施例。机械释放机构342优选包括热触发弹簧构件346,其在正常工作温度下(如人体温度)将机构342维持在锁定状态,但是当通过直接施加电流或通过相邻加热线圈而被加热时改变形状,使机构342解锁,进而断开相邻线圈部12并将栓塞设备340的一部分释放到病人体内。

[0152] 在一个实施例中,弹簧构件146的温度弯曲行为可通过使用双金属设计(即弹簧构件346的第一侧上的第一金属以及弹簧346的第二侧的不同的第二金属)来实现。在另一个实施例中,弹簧构件346的形状改变行为可通过使用能构进行马氏体/奥氏体转换的材料来实现。例如,弹簧构件346可由具有相对较高的奥氏体终点温度的镍钛合金构成,从而当电流施加给环或加热器线圈被激活时,弹簧构件346转换到其奥氏体相,进而也改变了形状。

[0153] 机械释放机构342的弹簧构件346位于基座部350上并围绕基座部。弹簧构件346还进一步通过位于其一个端部并延伸至孔350A内的第一细长锚定构件346A锚定在基座部350

上(最好见图58)。弹簧构件346还包括延伸至锁定环348内的孔内的第二细长锚定构件346B(最好见图58和59)。在这方面,弹簧构件346在正常工作温度(如人体温度)时将锁定环348维持在相对于基座部分150的第一旋转位置并且当被加热时(通过施加电流或加热器线圈)旋转锁定环348。

[0154] 优选地,基座部分350、弹簧构件346和锁定环348都包含在外部壳体构件352内,这有助于将这些构件维持在相对于彼此的轴向位置。最好如图61所示,外部壳体构件352包括多个孔352A,该多个孔可允许环144上的锁定销344A通过。

[0155] 最好如图63-65所示,锁定销344A穿过孔352A并到达锁定环348上的槽348B内。最好如图65所示,每个槽348B的一端包括伸出部或边沿348C,其形状和尺寸设计为与销344A的远端接合。具体地,锁定销344A的远端相对于剩下的近端部具有增大的直径,从而使得该远端卡住边沿348C,进而防止销344A撤回。优选地,弹簧构件346用于将锁定环348维持在旋转位置,在该位置边沿348C维持在锁定销344A的远端上。

[0156] 位于槽348B的相反端的是斜坡面148A,该斜坡面有助于将锁定销344A推出槽348B。具体地,斜坡348A朝着环344倾斜,从而当锁定环348转动时,斜坡348A沿着轴向将锁定销344A推出壳体352。在这方面,当弹簧构件346被加热时,锁定环348旋转从而将锁定销344A与边沿348C松开并向外推动销344A。因为环344和基座部分350每个分别连接到设备340的近端线圈部分12或远端线圈部分12,解锁机构342将部分12彼此分开,将设备340的一部分与剩下部分分离并释放。

[0157] 可替换地,机械释放机构342的锁定环344的转动可通过不同的机构来执行。例如,之前描述的活塞314可固定到基座350或壳体352以及锁定环344上从而当热量触发活塞314时转动环344。

[0158] 优选地,锁定环344可通过将环344置于导管的加热器线圈(如之前所描述的)附近和通过激活加热器而被触发从而产生分离。可替换地,当环与导管内的电极对齐时,导管可将电流(如参见之前描述的导管实施例)提供给环344的每一侧,使当电流激活时环344加热。

[0159] 图66示出了具有可释放地连接多个线圈段12的多个熔丝释放机构142的栓塞设备360的另一个实施例。具体地,线圈部12可通过位于导管360的周围附近的一个或多个(如多个)熔丝构件362保持在一起。

[0160] 优选地,熔丝构件362连接至近端环364和远端环366。近端环364通过熔丝构件362连接至远端环366。优选地,熔丝构件162由能在不产生足够损伤病人体内的周围组织的热量的情况下断裂或断开的材料构成(该断开值有时候称为“清算I2t(clearing I2t)”值)。在一个例子中,熔丝可由镀金细长海波管聚酰亚胺材料构成。

[0161] 当环364和366在导管内与电极对齐(如参见之前的导管实施例)并且激活电流时,电流流过涌出构件362,进而使构件362断裂并释放设备360的一部分。

[0162] 图67和68示出了用于具有多个线圈段12的栓塞设备的可释放接合部380的另一个实施例。相邻线圈段12通过单丝或拴绳构件388保持在一起(如通过系或拴绳388每端的黏合剂)。最好如图67所示,加热线圈386围绕拴绳384。加热线圈386的第一端连接至第一导电壳体构件382,而加热线圈386的第二端连接至第二导电壳体构件384。当壳体构件382和384与正电极26C和负电极26D对齐时(如每个壳体构件接触不同的电极),电流流过加热线圈

386，产生热量并断开或熔化拴绳388以释放接合部380远端侧的设备的一部分。为了防止壳体使电气系统短路，在两个壳体构件382和384之间放置了绝缘层390。在一个实施例中，栓塞设备和导管为键控的或设计其形状以维持所需的旋转方向，从而壳体构件382、384与电触点26C和26D良好对齐。

[0163] 图67-68的实施例也可使用在图11-12的胶囊系统中，即接合部380可在接合部的两端采用弹簧或一个弹簧横跨整个接合部。单丝388可系在两个弹簧上或系在如图12所示的一个弹簧的两端。当热量产生时，弹簧将伸展从而使单丝断开，与图11-12的实施例类似。

[0164] 图69(爆炸图)和70(组装图)示出了用于具有多个线圈段的栓塞设备的可释放接合部400的另一个实施例。具体地，近端线圈段402通过中间线圈段404和熔丝释放机构408可释放地连接到远端线圈段406。熔丝释放机构408包括近端胶囊构件416和远端胶囊构件410，该近端胶囊构件包括熔丝构件414，该远端胶囊构件包括固定环412，通过该固定环熔丝构件414穿过以将胶囊构件410和416互锁起来。

[0165] 优选地，胶囊构件410和416由耐相对较高温度但是不导电的材料构成，例如陶瓷。近端胶囊构件416优选具有插入成型到构件416内的导电元件416A(如铂)，用作熔丝构件414的端部连接接点以及中间线圈404的连接点(如通过焊接)。近端胶囊构件416优选地焊接在中间线圈404的远端附近以便与线圈404形成电连接。类似地，远端胶囊构件410包括金属元件410A和压入成型到其内的环412，使金属元件410A焊接到远端线圈段406的内部。

[0166] 近端线圈段402优选包括沿着其远端部的绝缘部402A，如基于陶瓷的涂层或基于钛的涂层。相似地，中间线圈段404包括沿着其近端部的绝缘部404A。在组装状态(如图70)，只有绝缘部402A和404A相互缠绕，从而近端段402和中间段404彼此机械连接，但是没有电连接。最后，熔丝链接418连接至熔丝414并连接至近端段402的非绝缘部(如通过在位置418A处焊接)。

[0167] 在运行中，栓塞线圈在导管内向前移动，如本说明书中描述的任何导管(如图4的导管)。中间段404的非绝缘部在导管22内与第一电触点26A对齐并且近端段402的非绝缘部与第二电触点26B对齐。这时，通过第二电触点26B、熔丝链接418，进入熔丝414，通过导电元件416A，进入中间线圈段404，并最后进入第一电触点26A而完成电路。电源和接口设备可通过电路的完成而感应是否对齐(如通过施加低电流)。当用户希望分离远端段406时，从电源和接口设备施加高电流，使熔丝断开，进而释放远端胶囊元件410和远端线圈段406。因为熔丝414断开了，接口和电源可检测电路中的断开并进而可确定发生了分离。

[0168] 优选地，可释放接合部400的部件均由可承受45分钟的700摄氏度的材料构成(如绝缘陶瓷材料和基于钛的涂层)。这可产生具有一个或多个可释放接合部400的整个栓塞设备，然后在不损伤接合部400的部件的情况下热量传导至第二形状内。另外，因为非线圈部件位于线圈段内，在接合部和导管和/或导管的电触点之间几乎没有摩擦或棘轮效应。

[0169] 尽管根据特定的实施例和应用描述了本发明，在不脱离本发明的精神或超出本发明的范围的前提下，本领域技术人员在本文的教导下可产生另外的实施例和修改。因此，应理解本文的附图和说明书是以例子的形式提出的以助于理解本发明，并不能用来限制其范围。

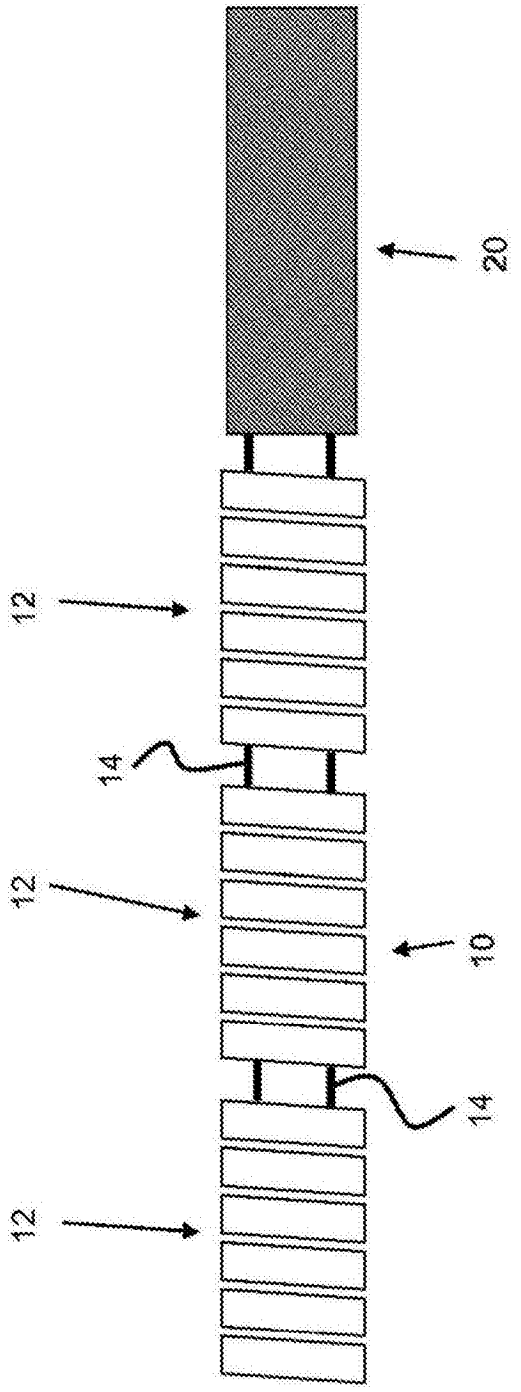


图1

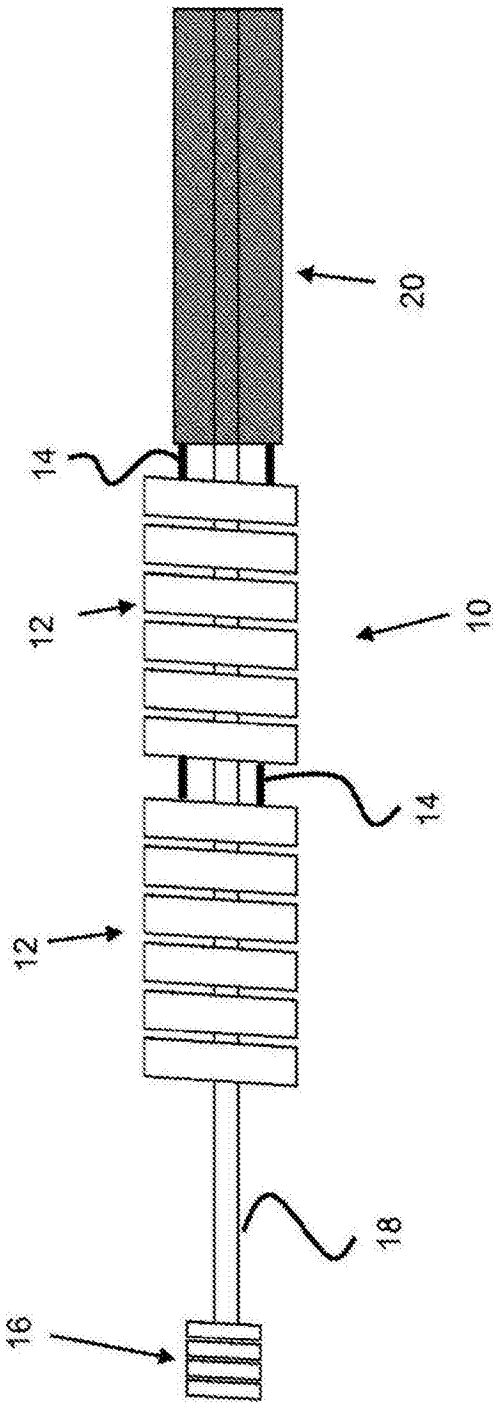


图2

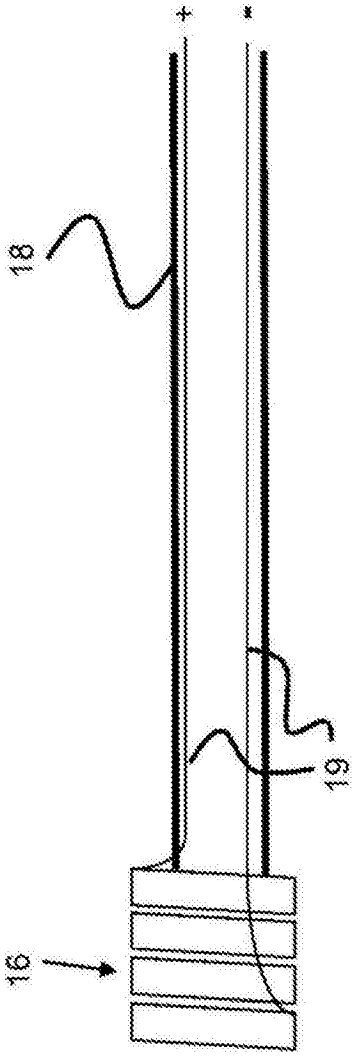


图2a

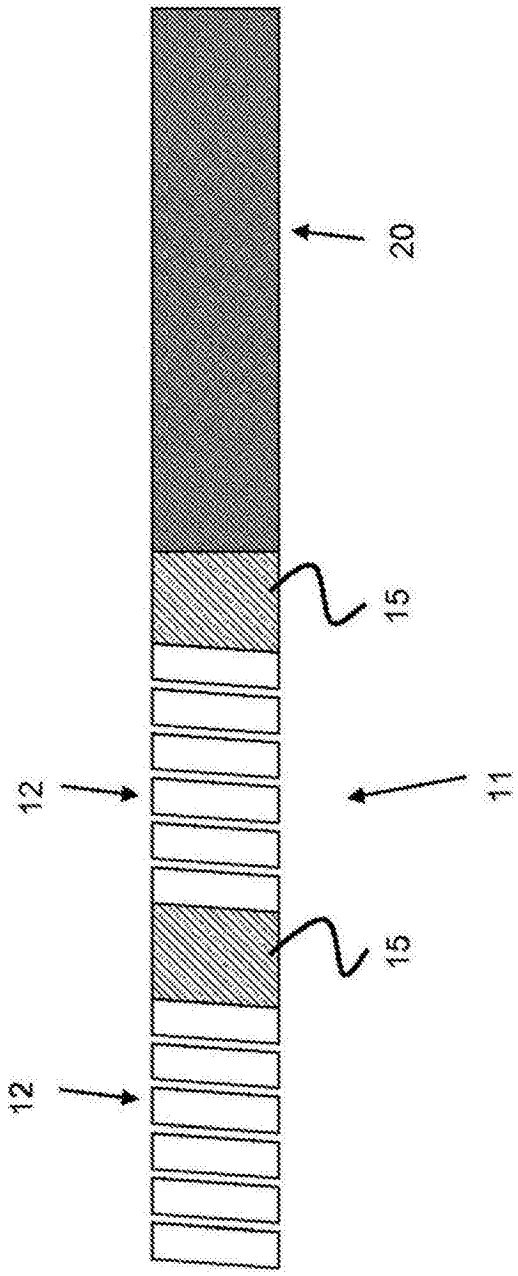


图3

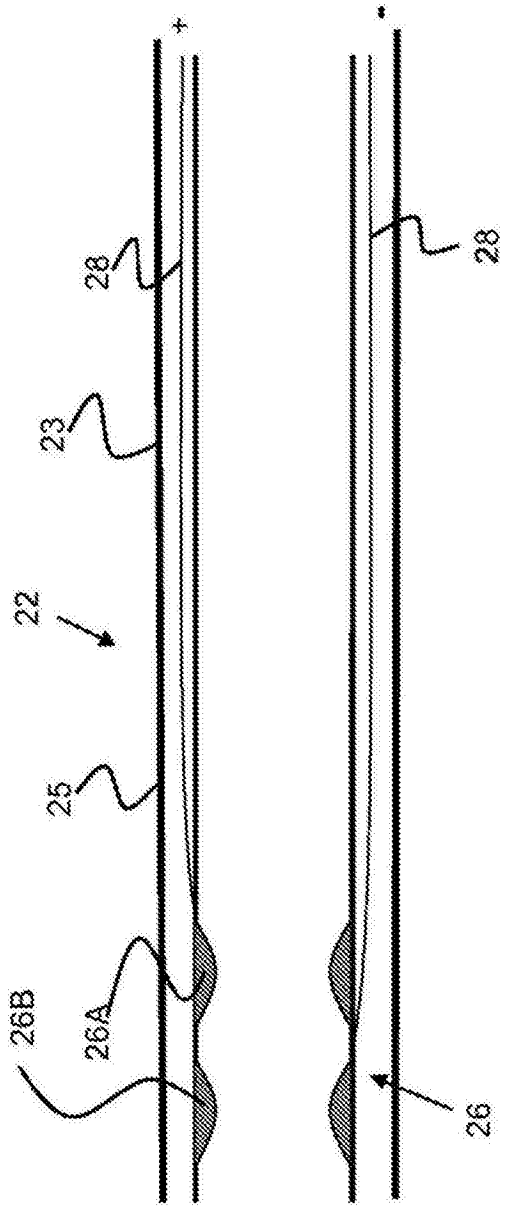


图4

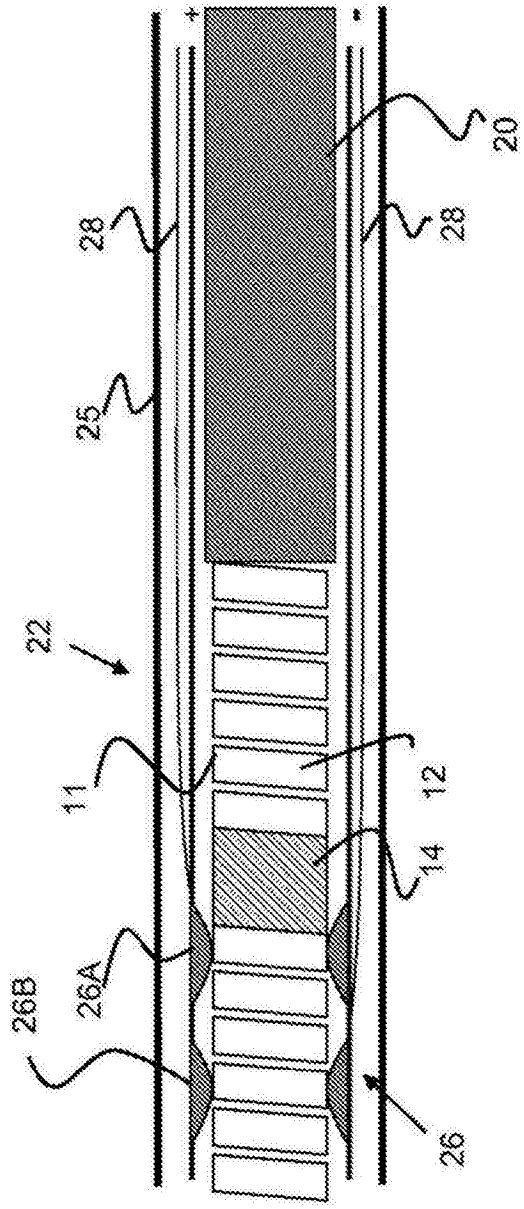


图5

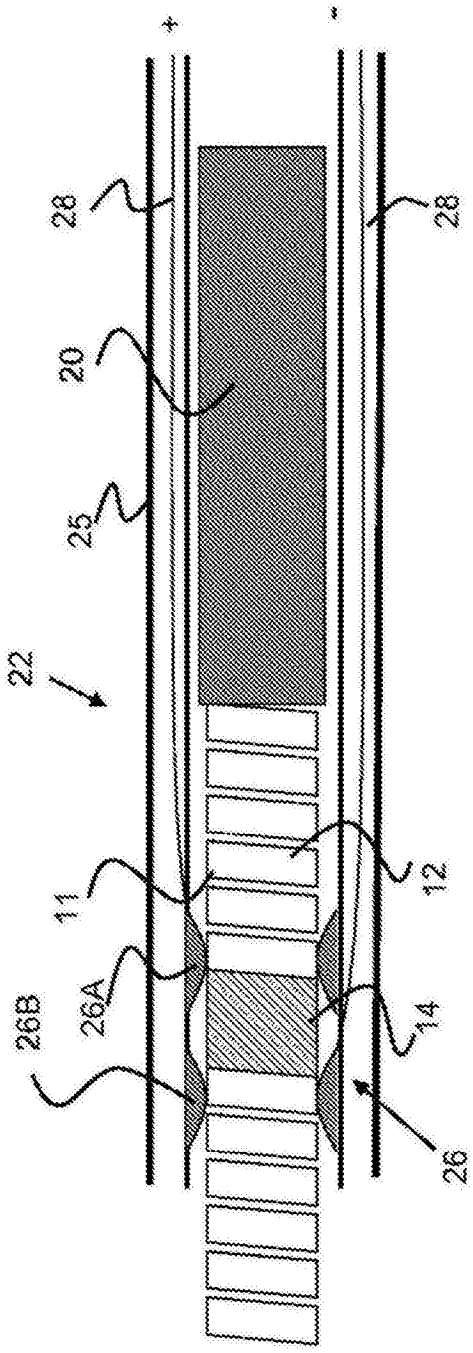


图6

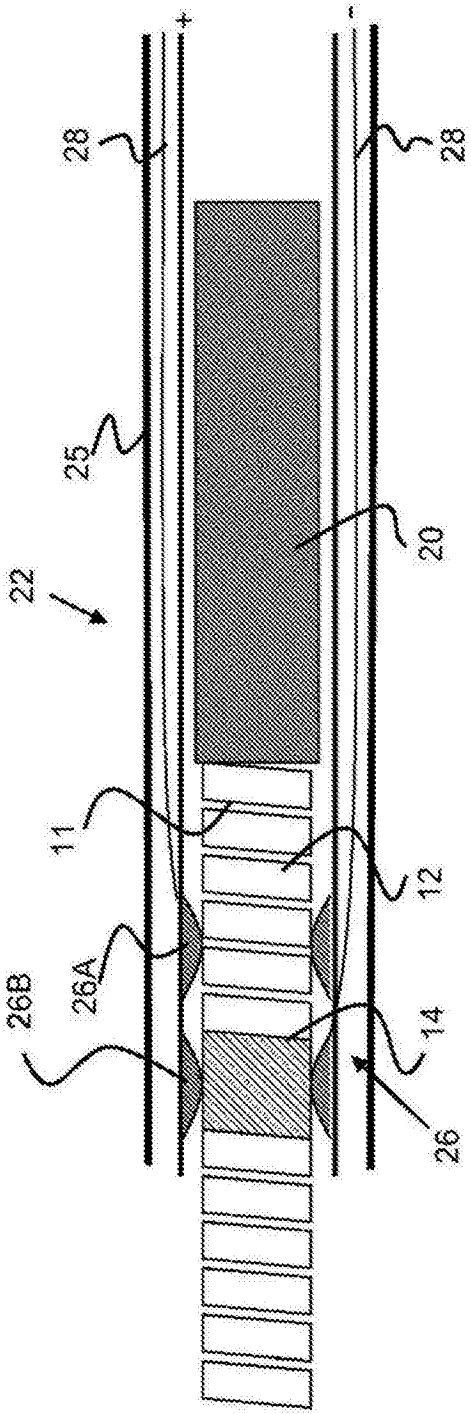


图7

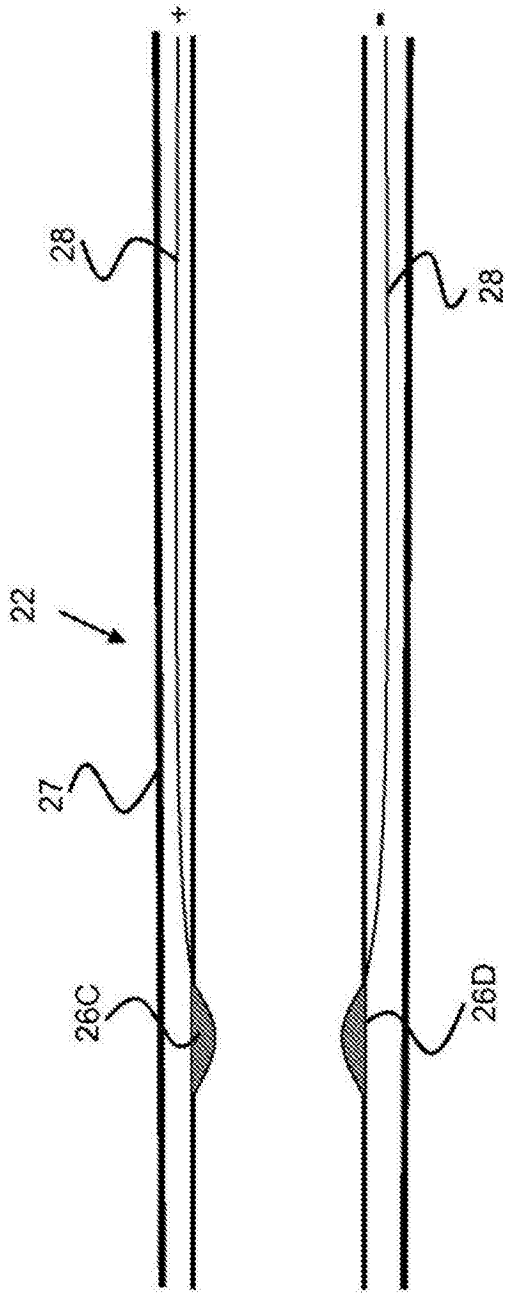


图8

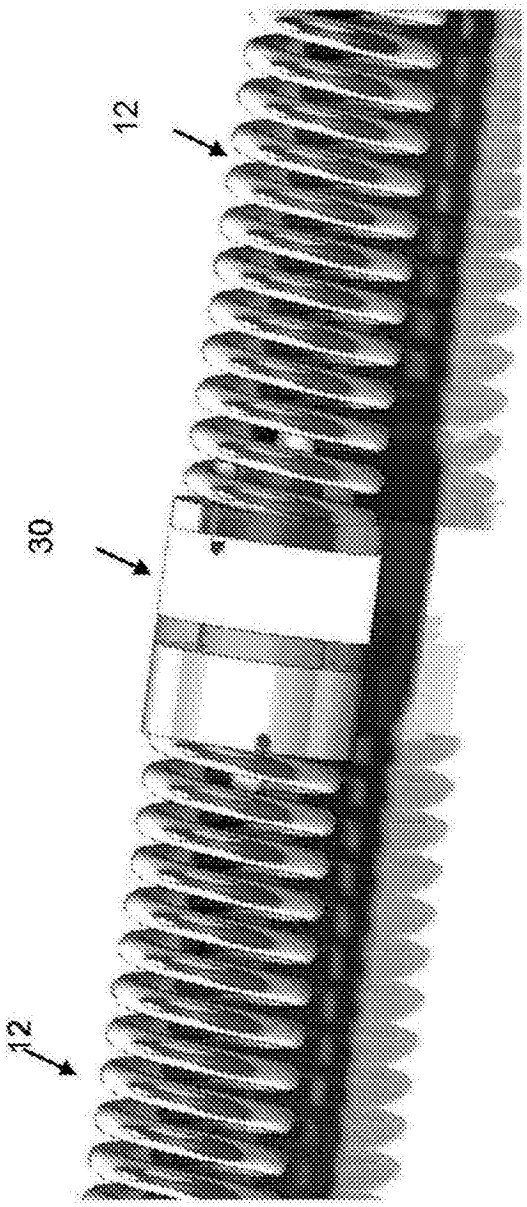


图9

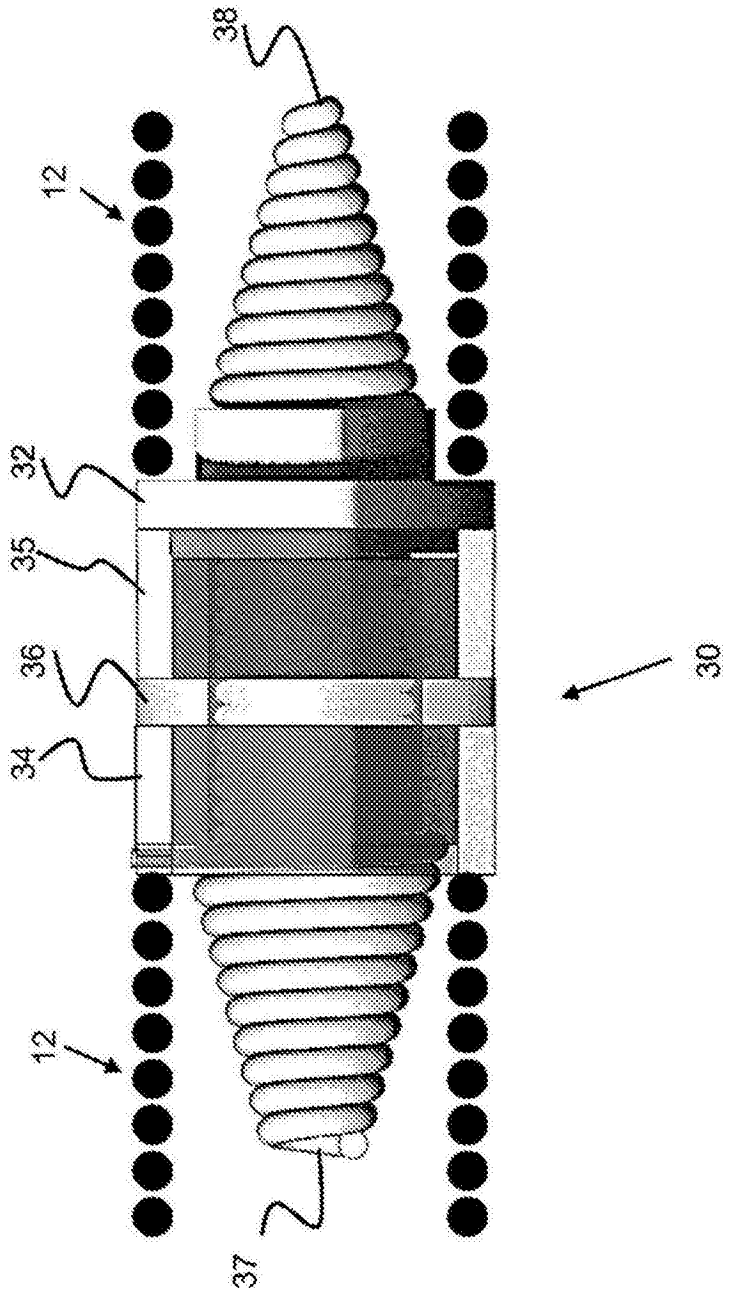


图10

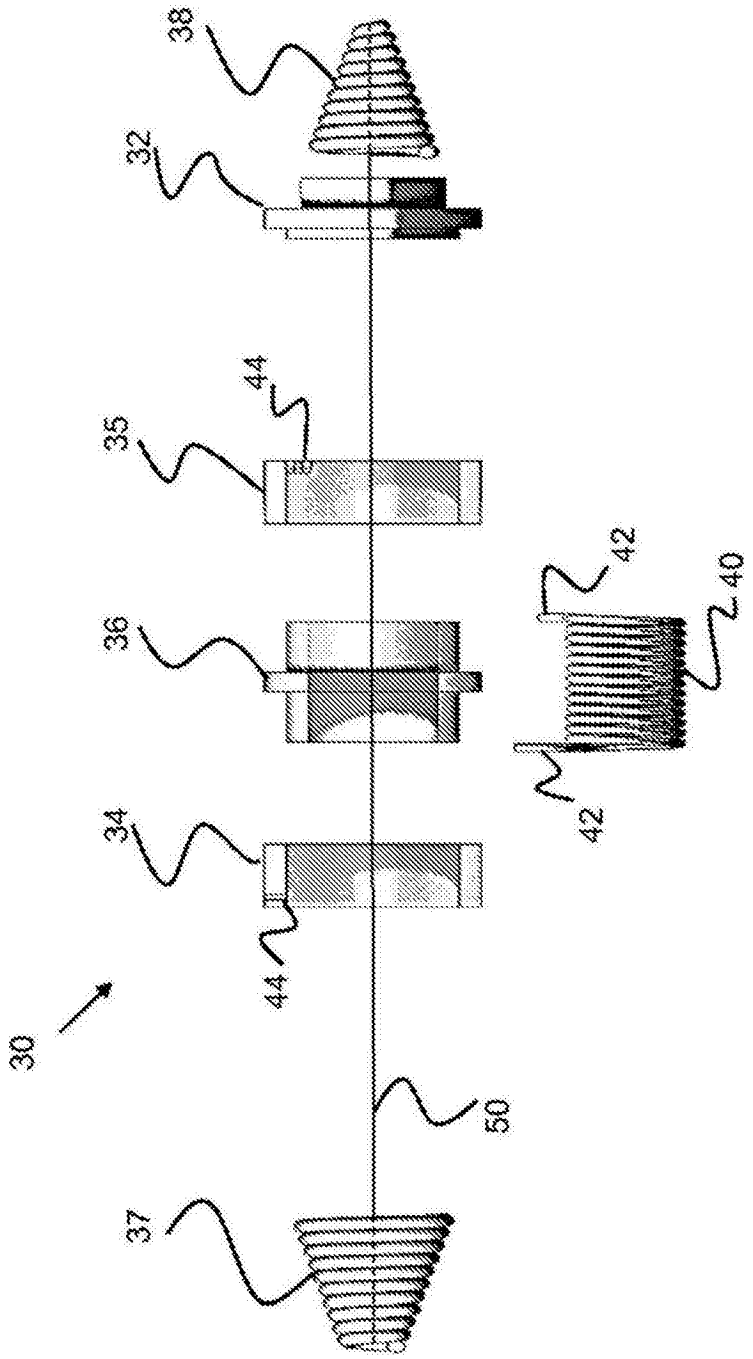


图11

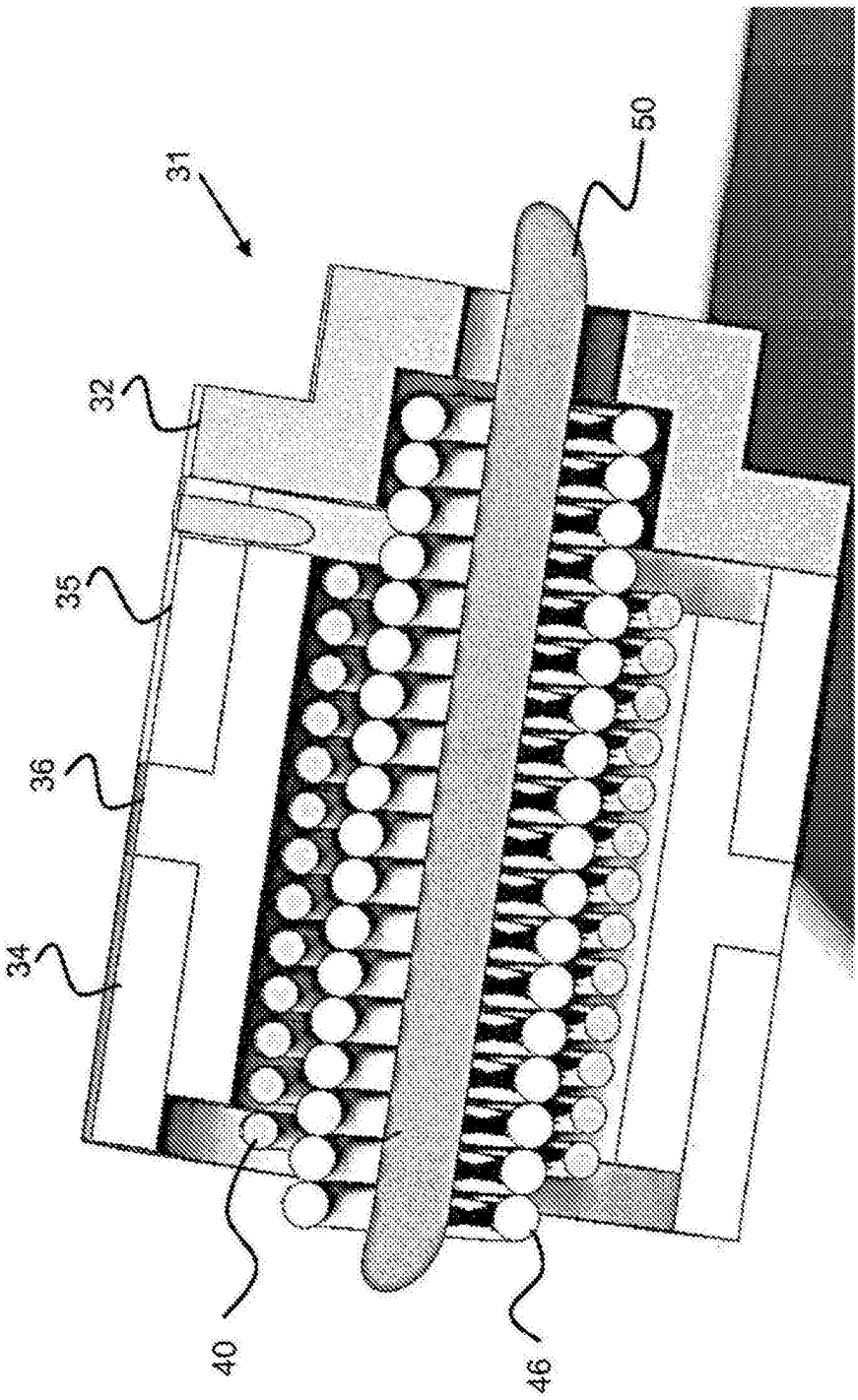


图12

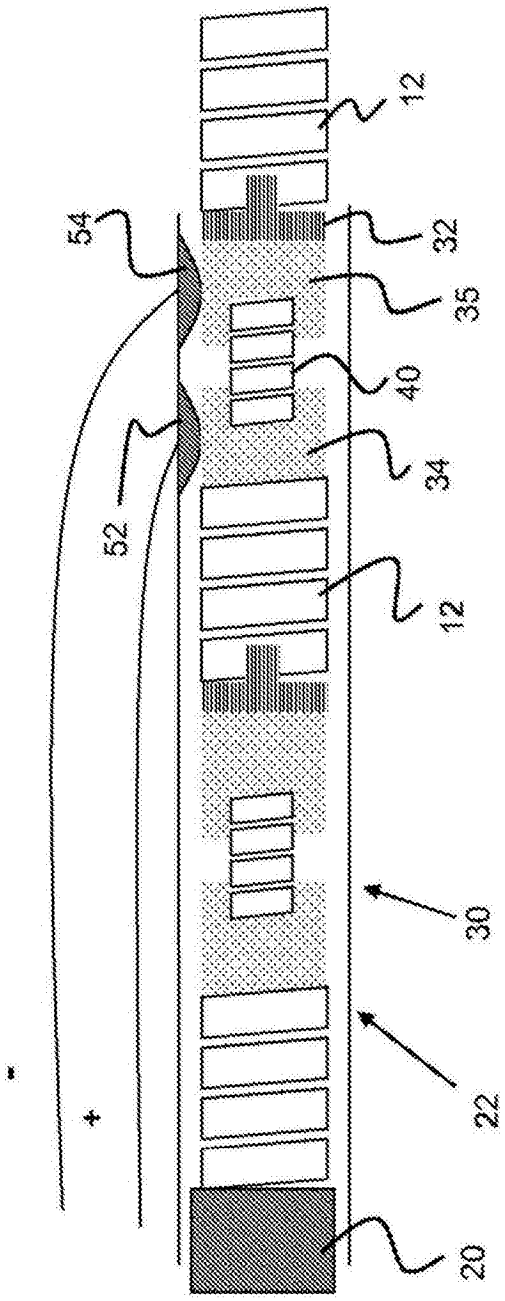


图13

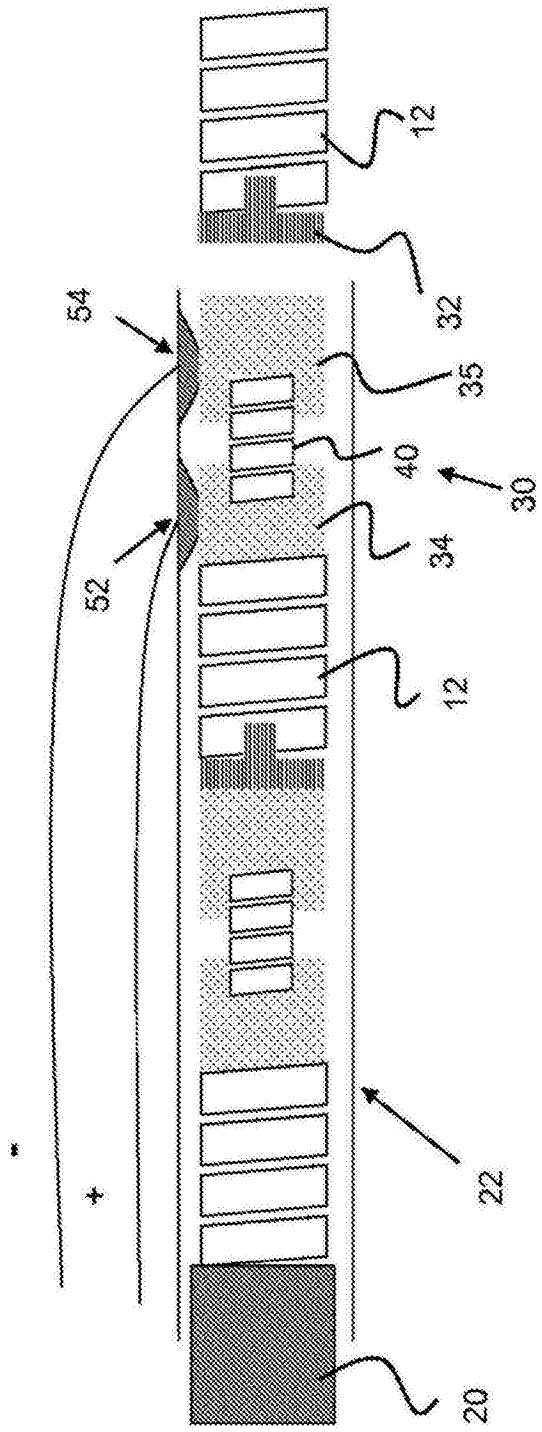


图14

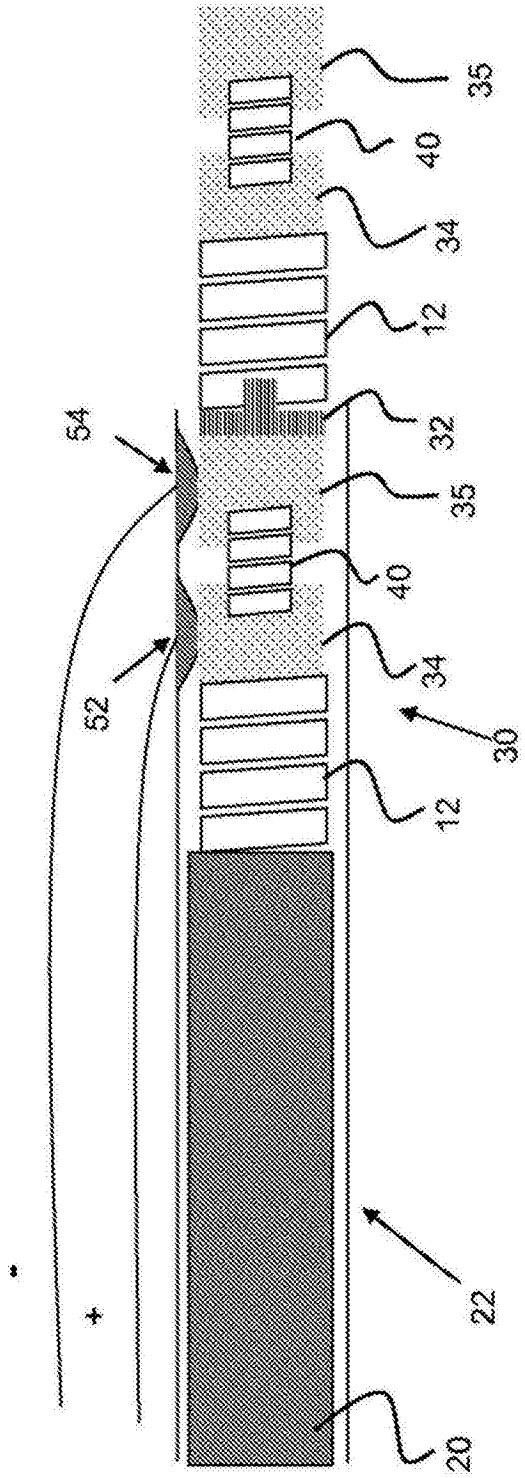

35
40
34
12
32
54
35
40
52
34
30
12
22
20
-
+

图15

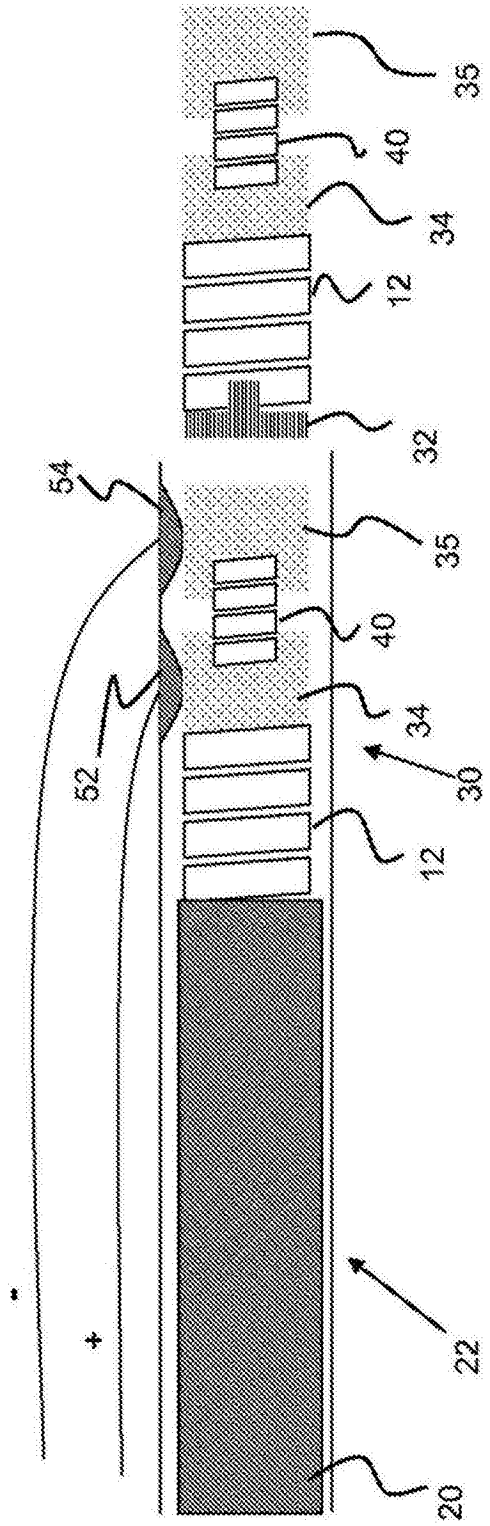

35
40
34
12
32
54
35
40
52
34
30
12
22
20
-
+

图16

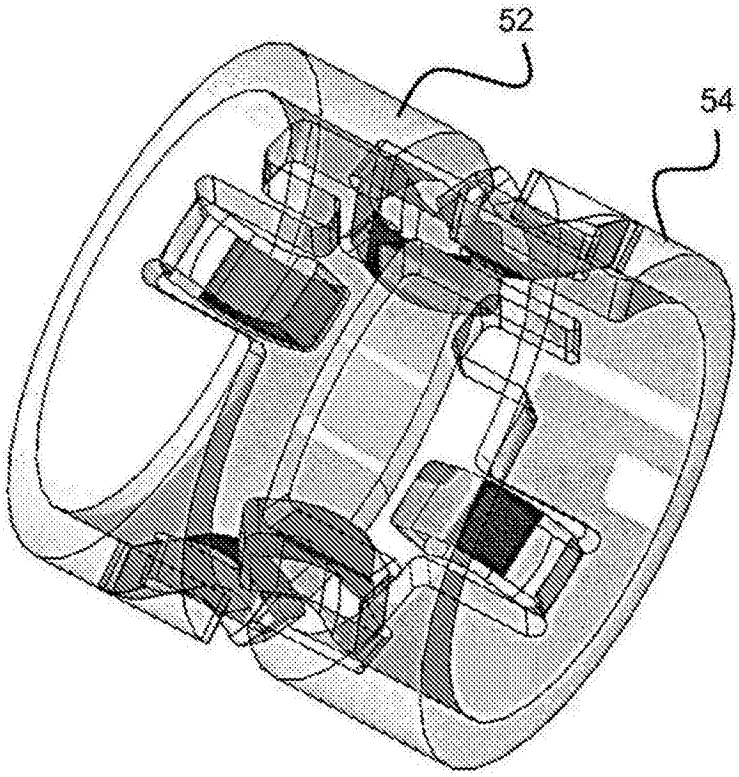


图17

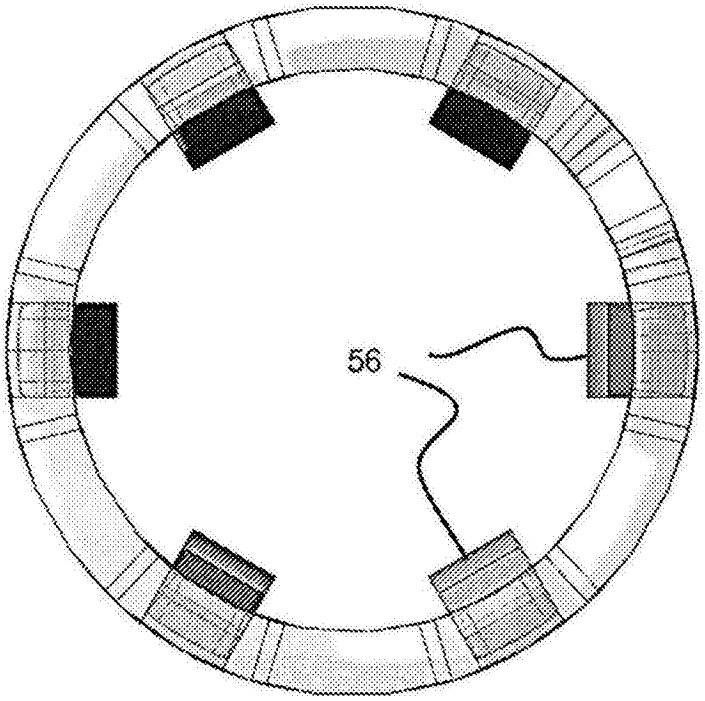


图18

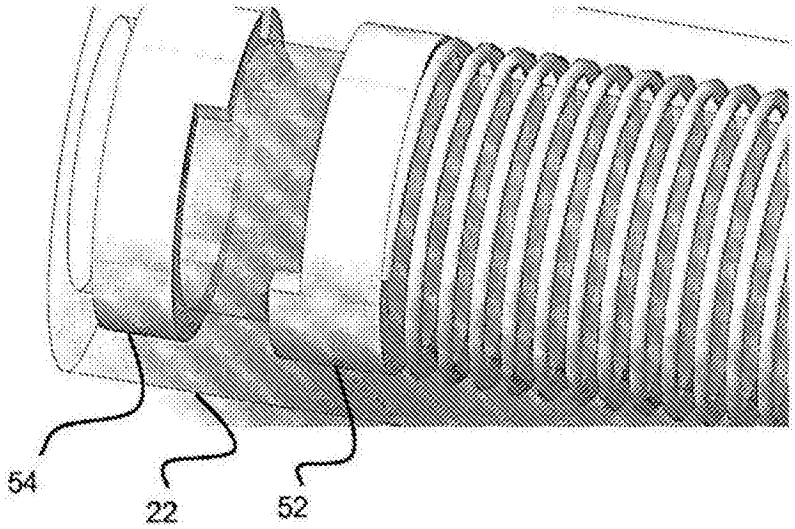


图19

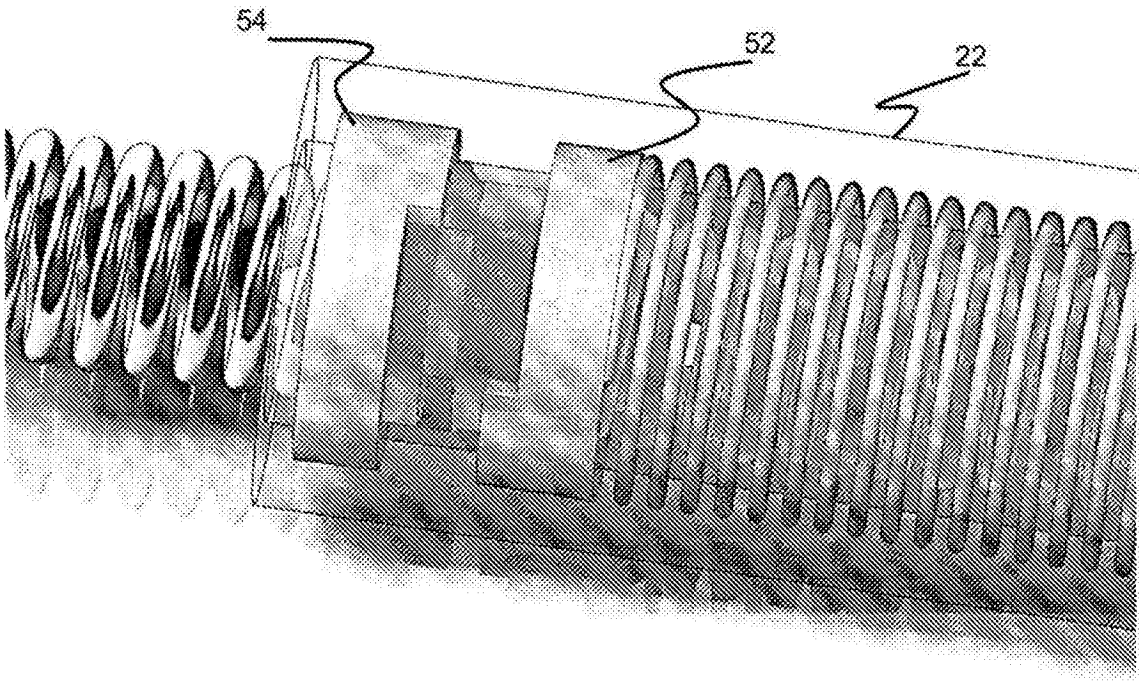


图20

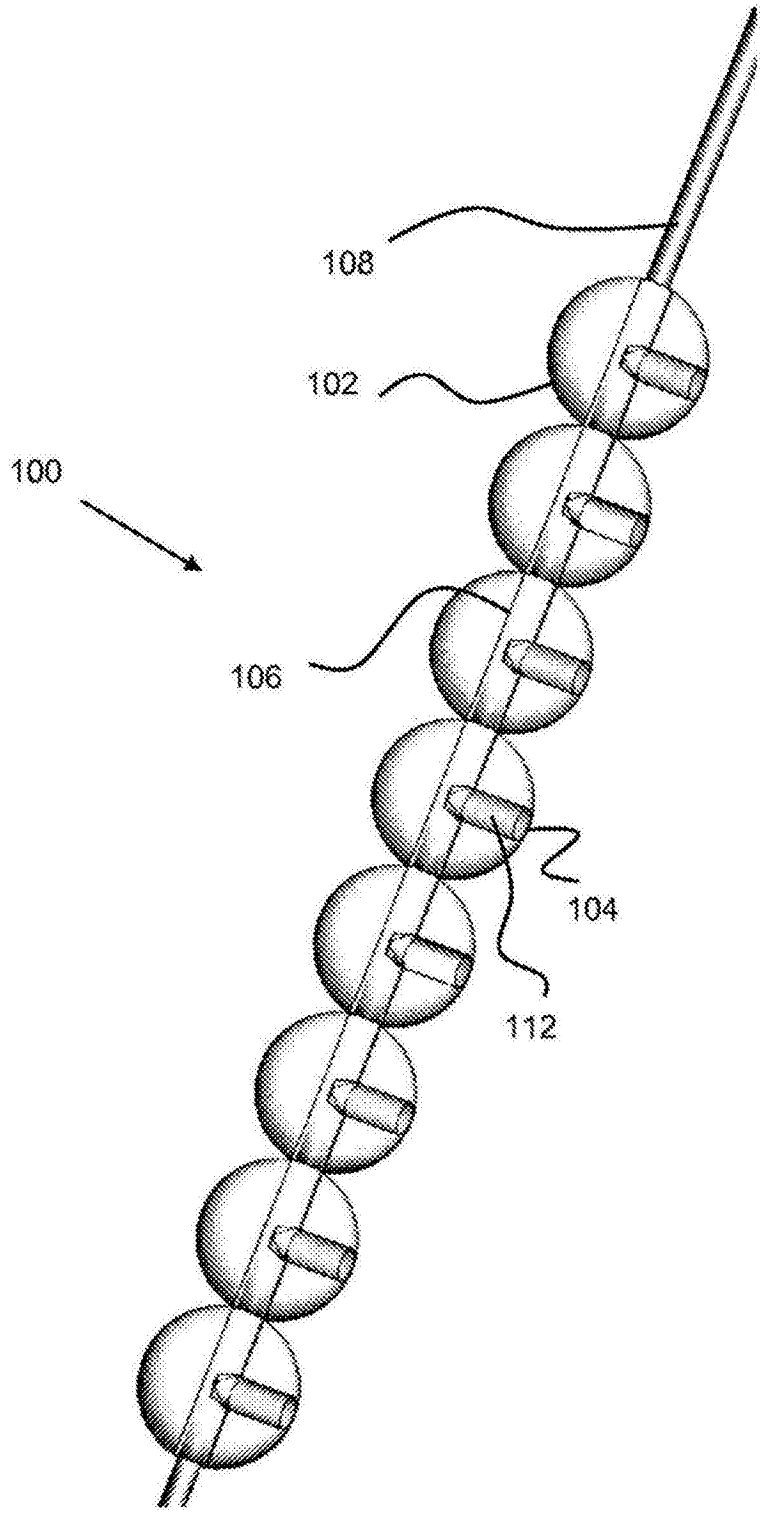


图21

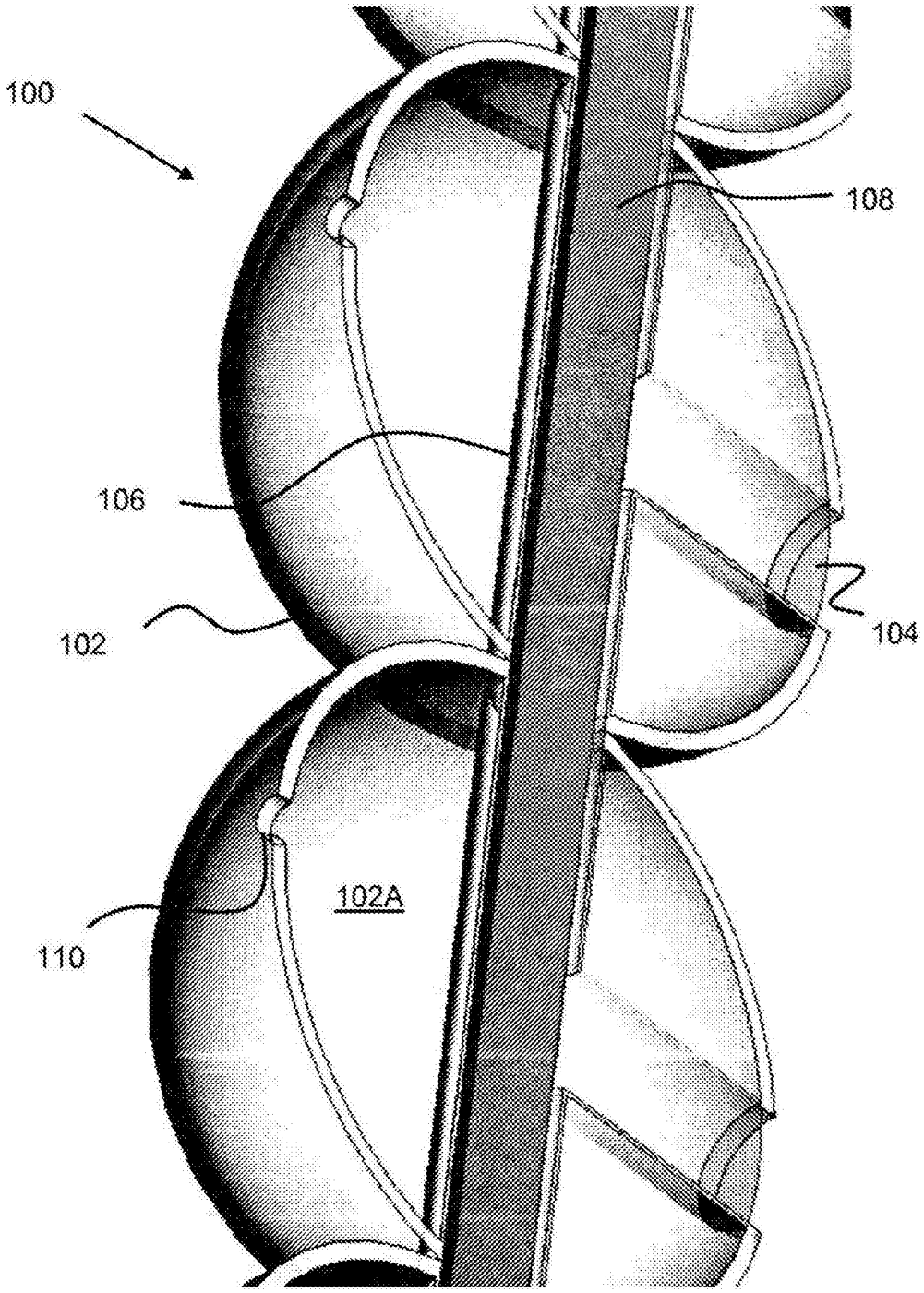


图22

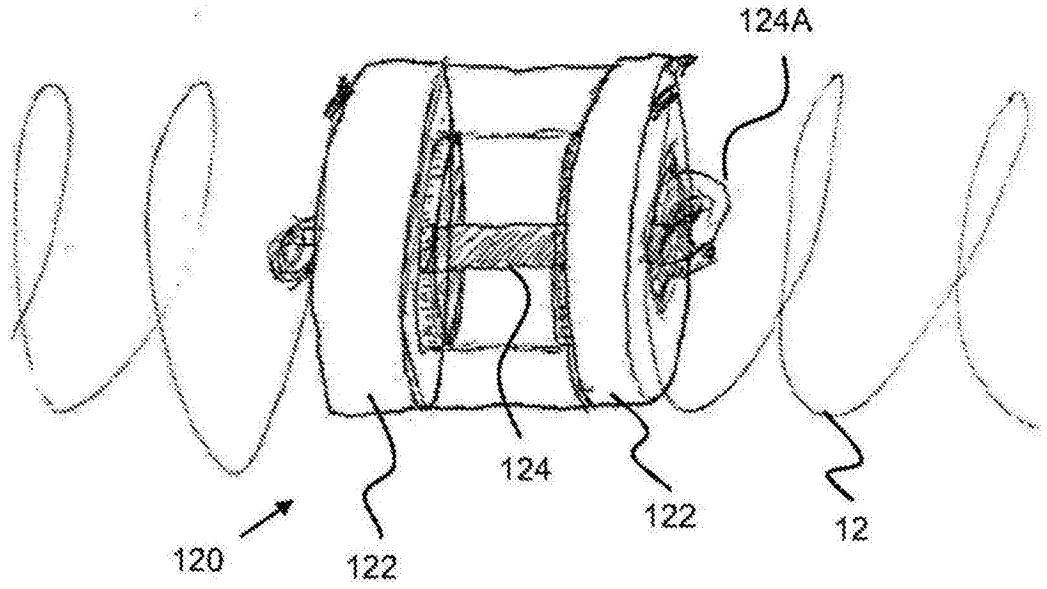

124A
124
122
12
120
122

图23

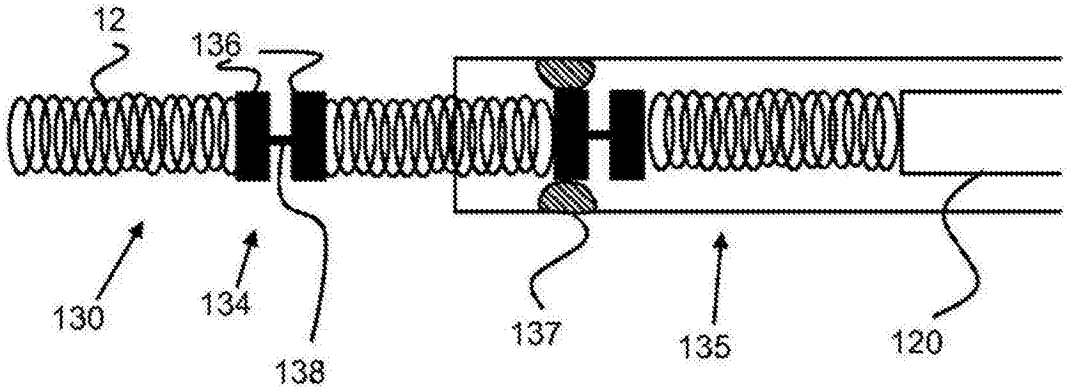

12
136
130
134
138
137
135
120

图24

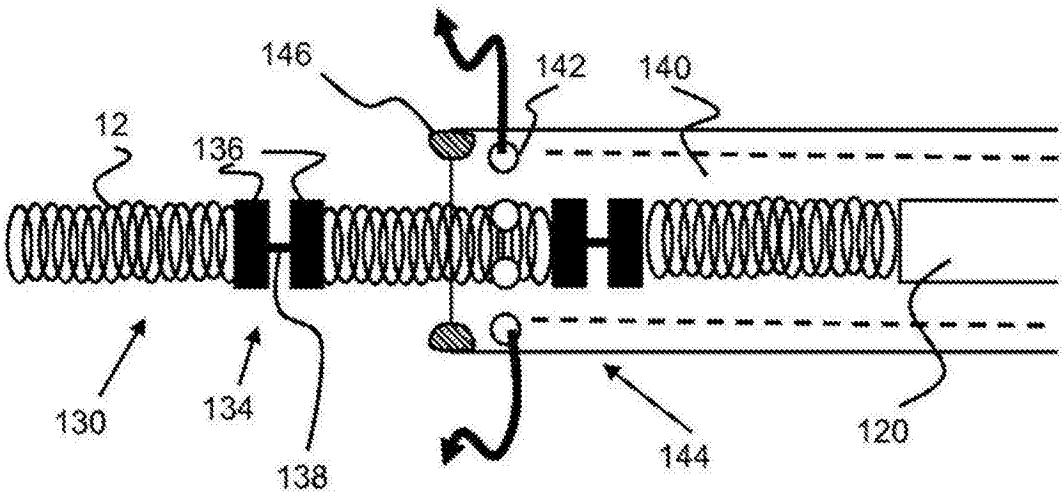

146
142
140
12
136
130
134
138
144
120

图25

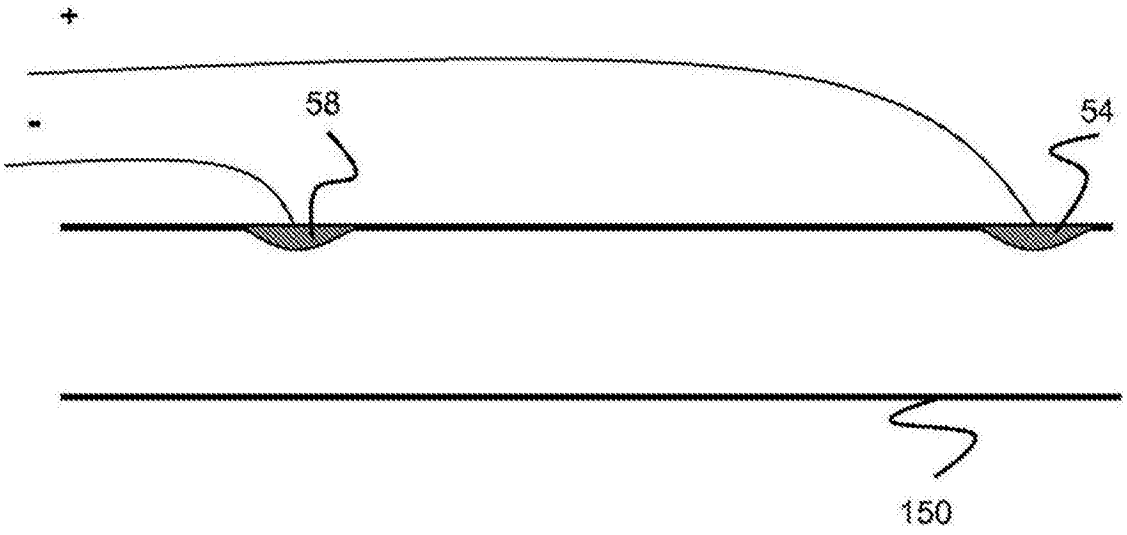


图26

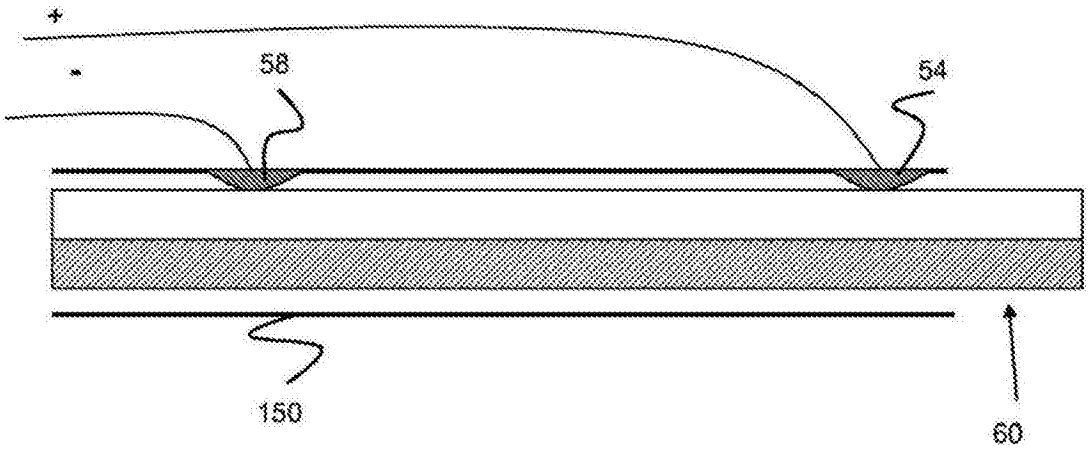


图27

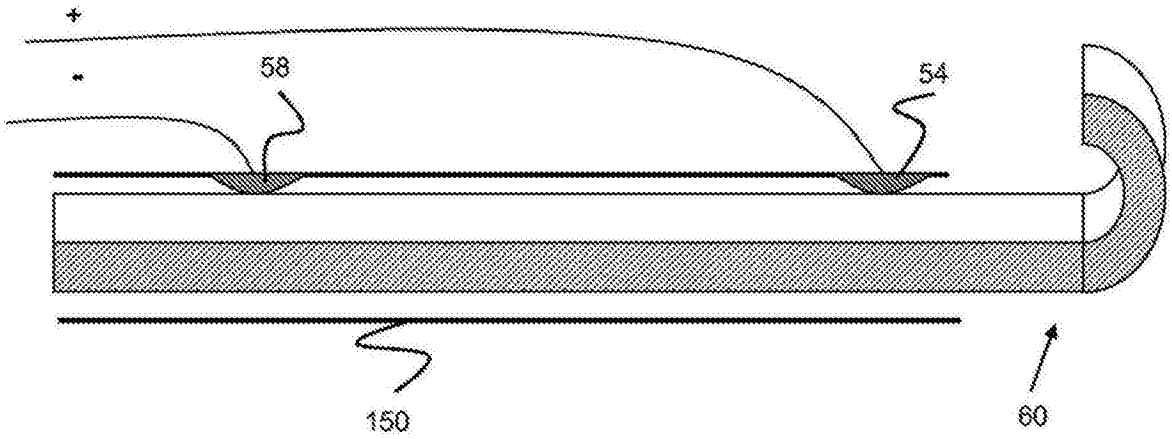


图28

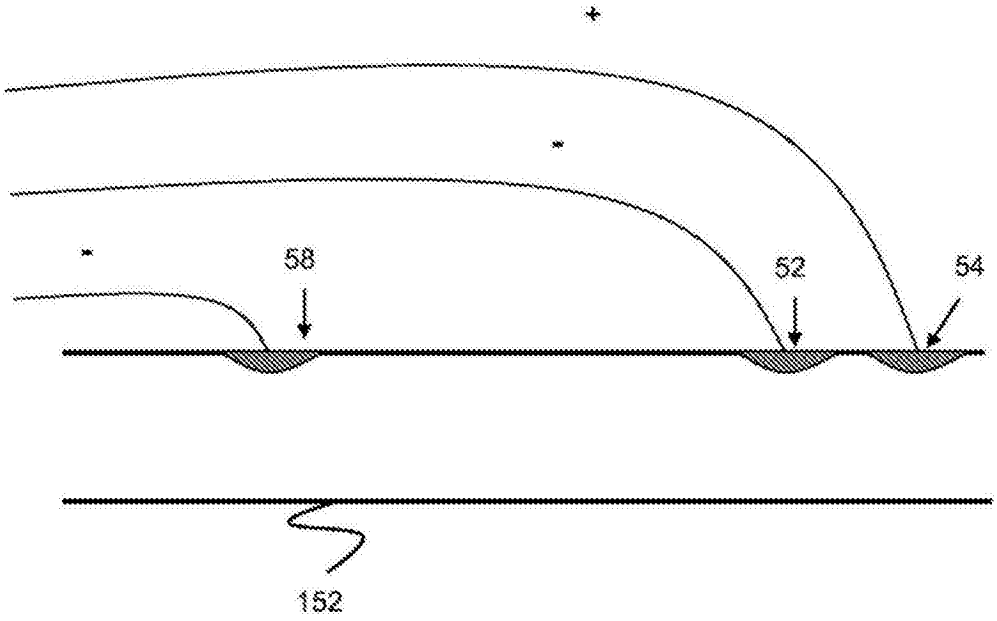


图29

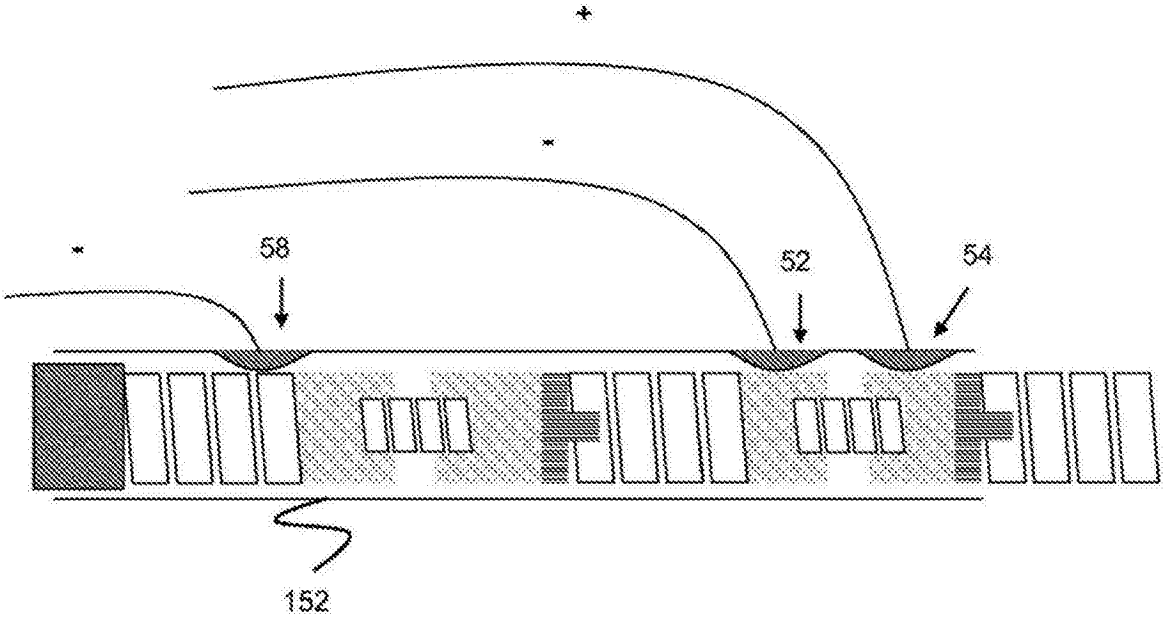


图30

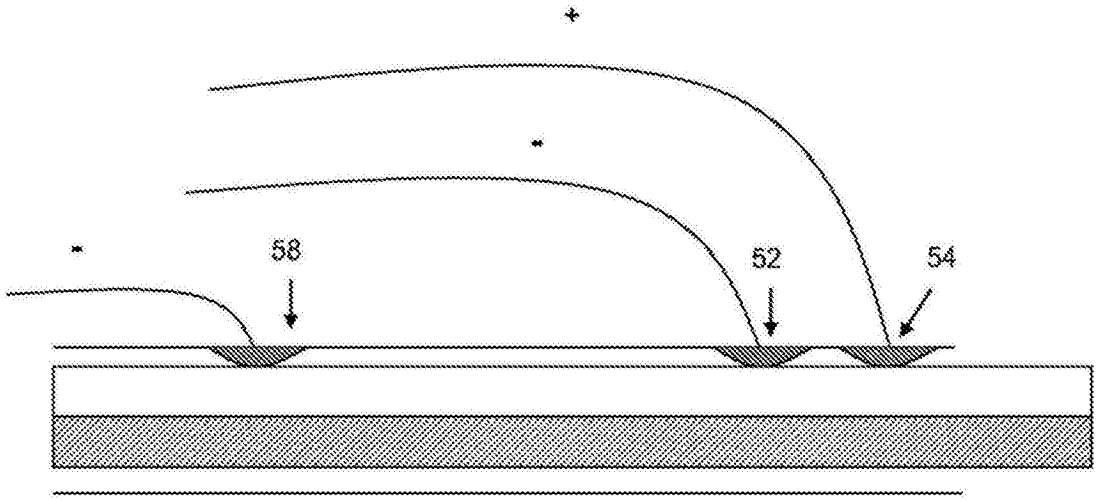


图31

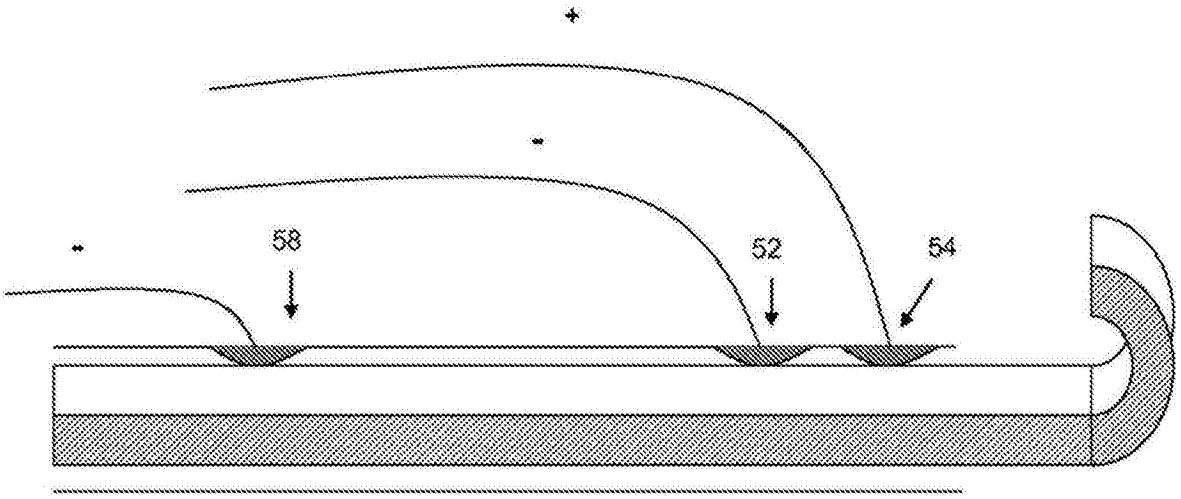


图32

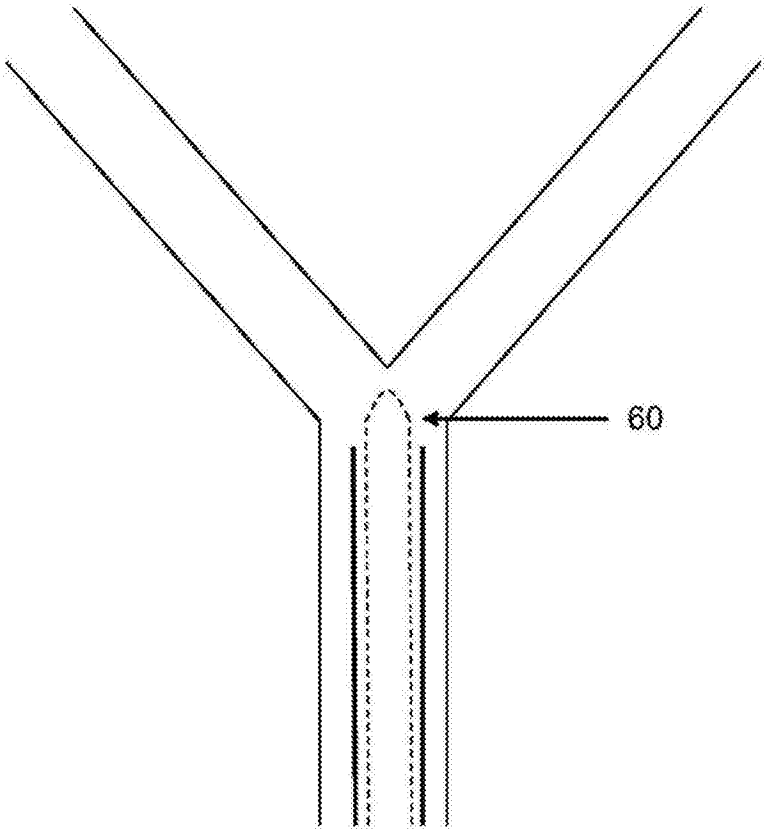


图33

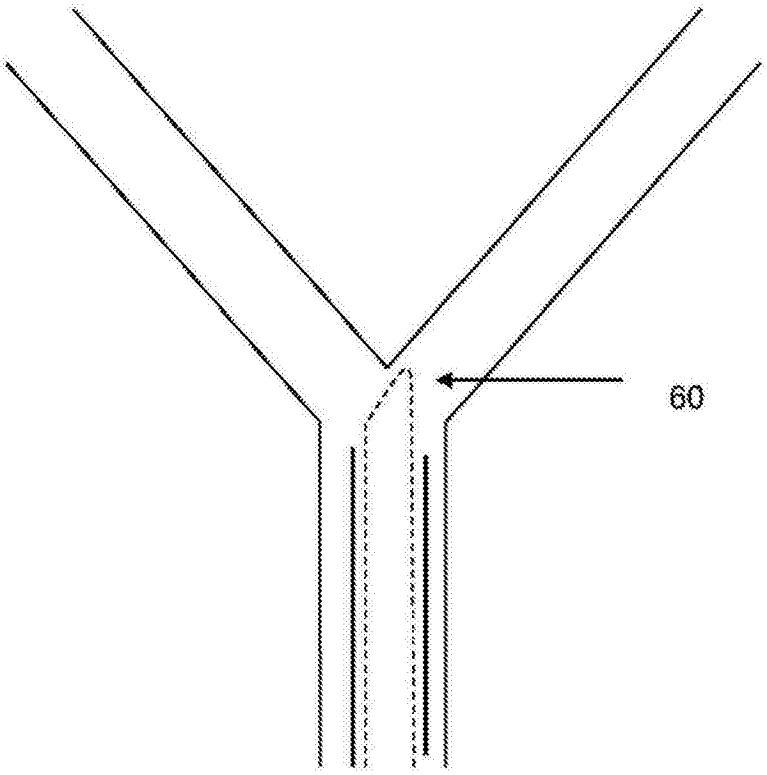


图34

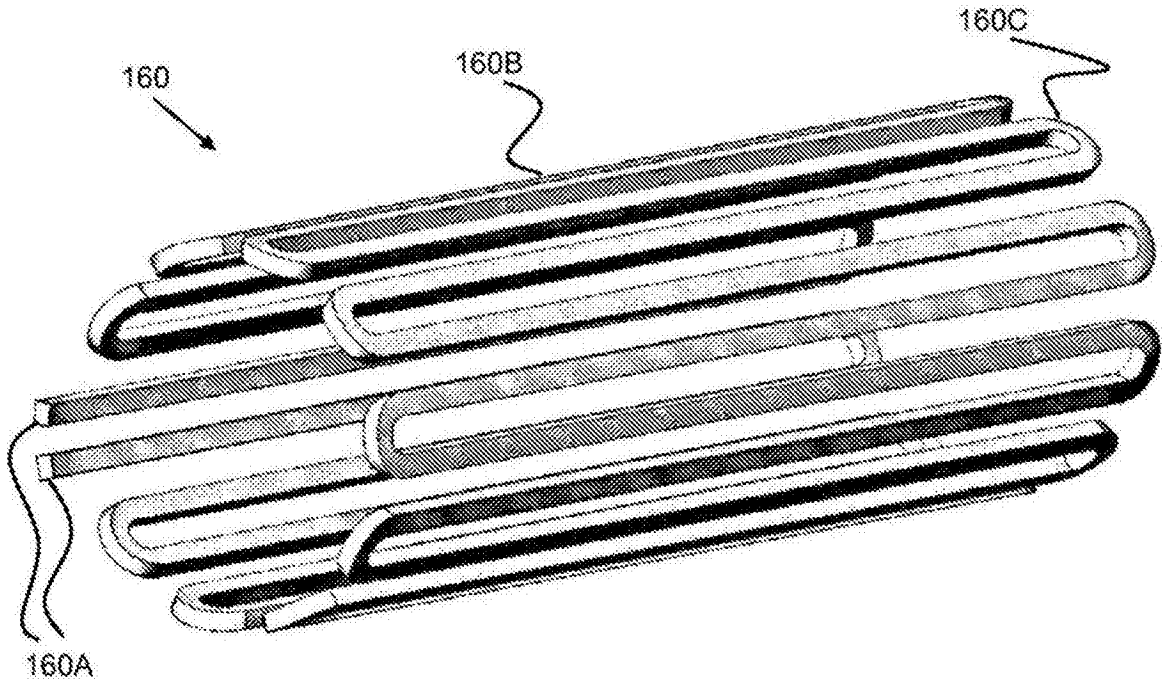


图35

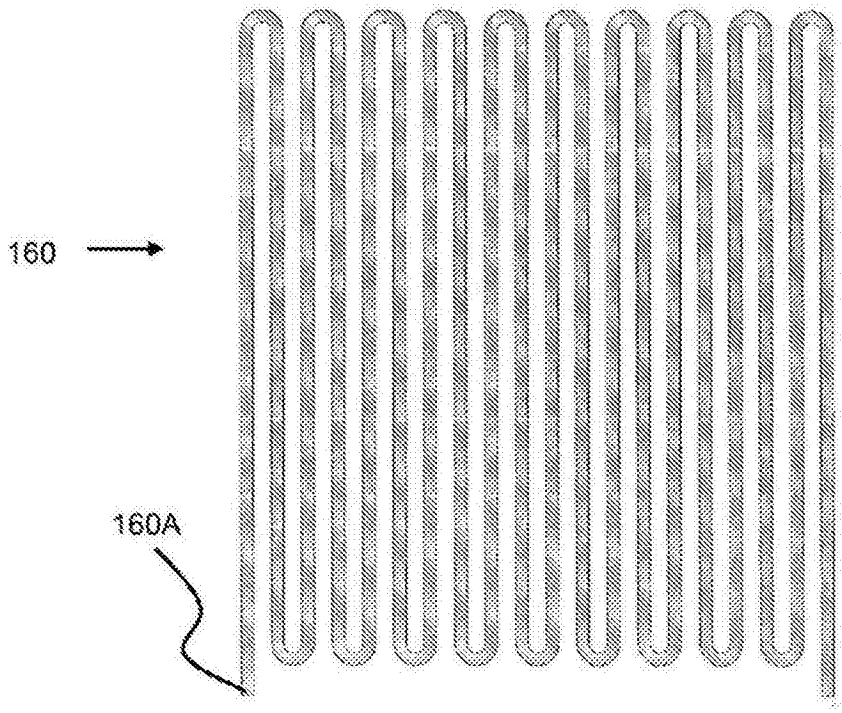


图36

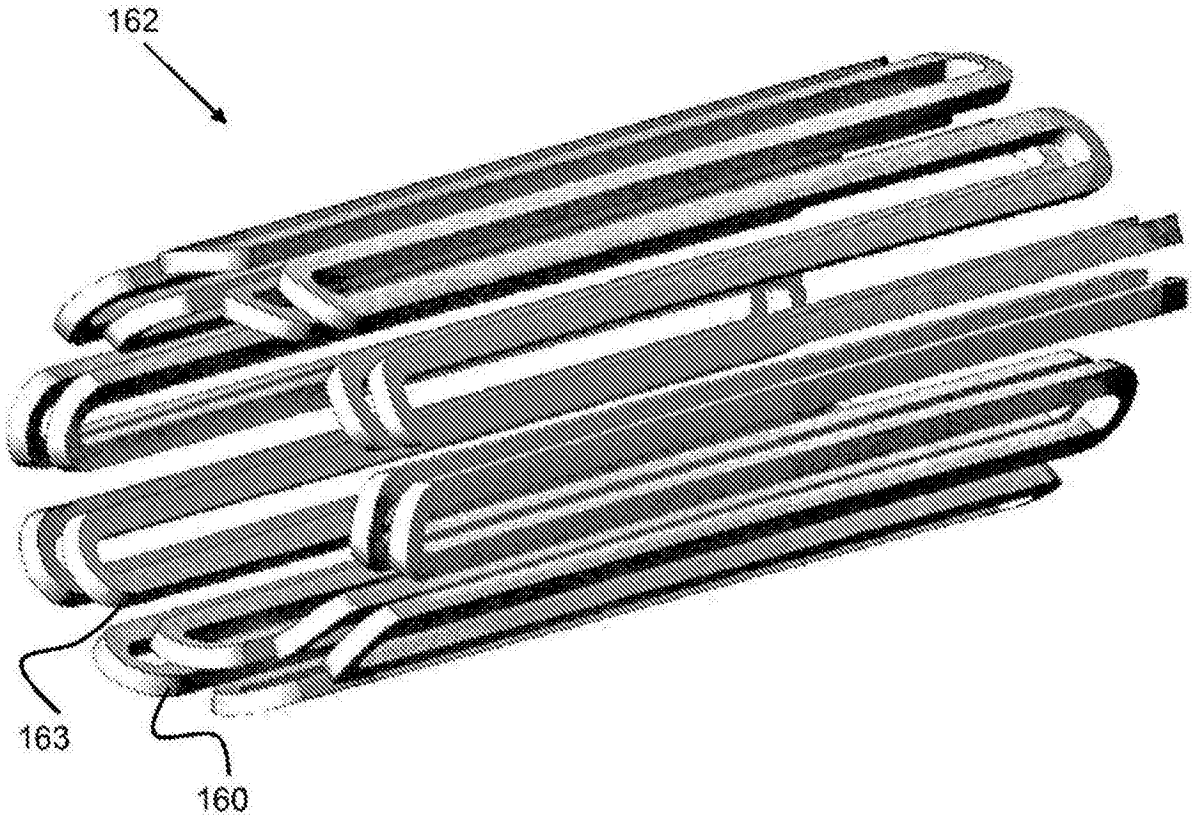


图37

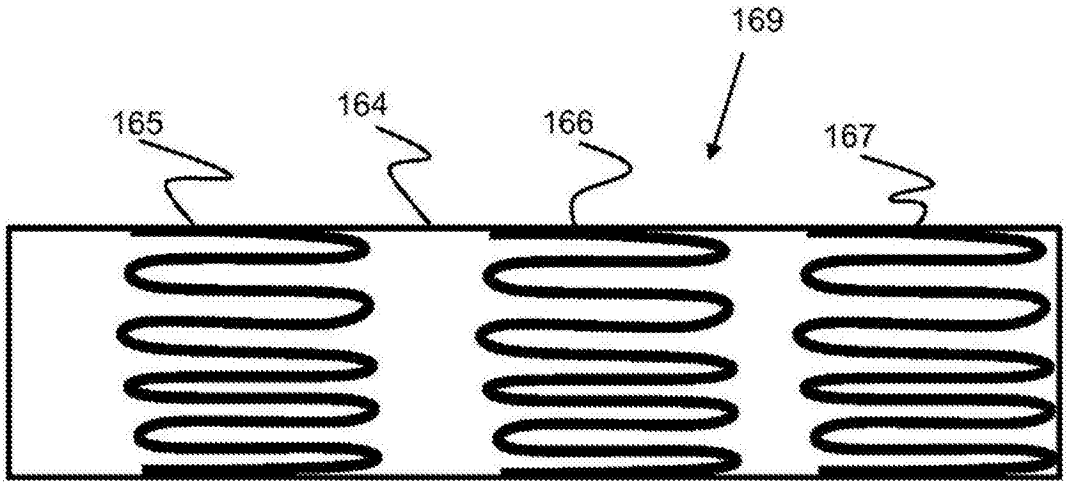


图38

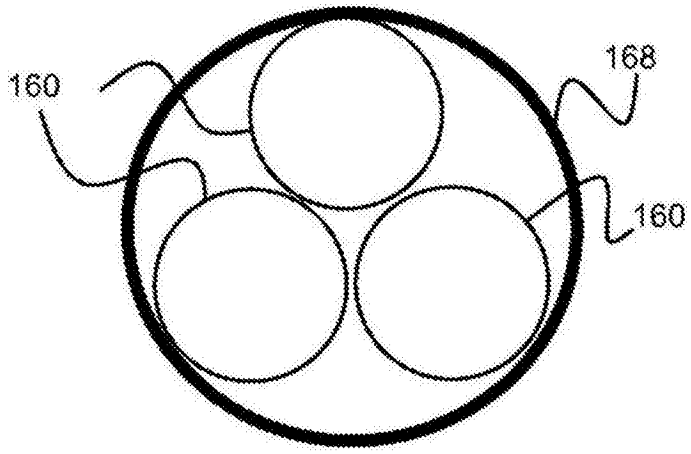


图39

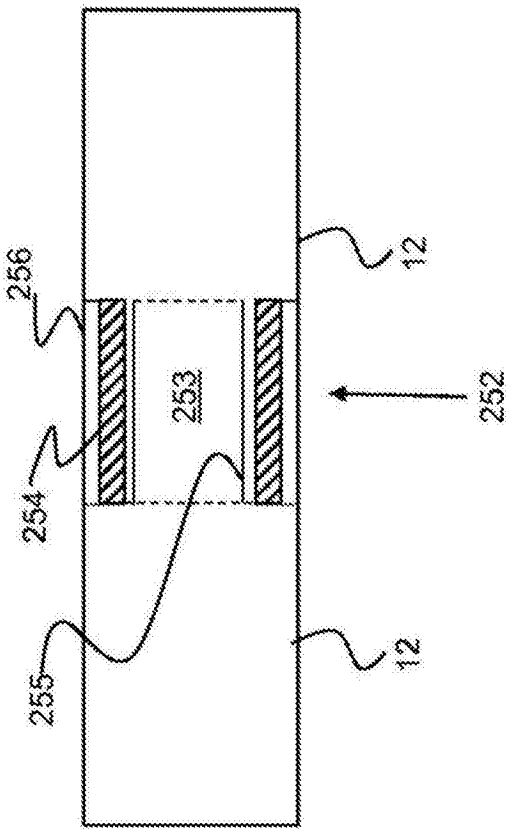


图40

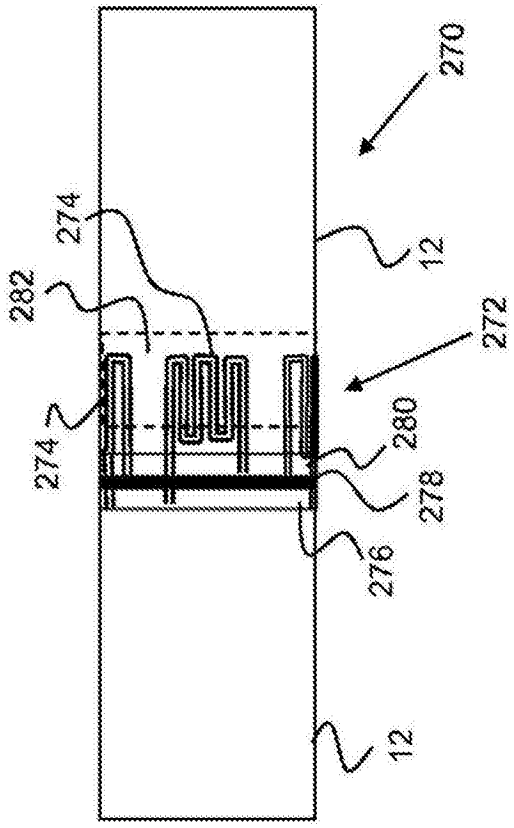


图41

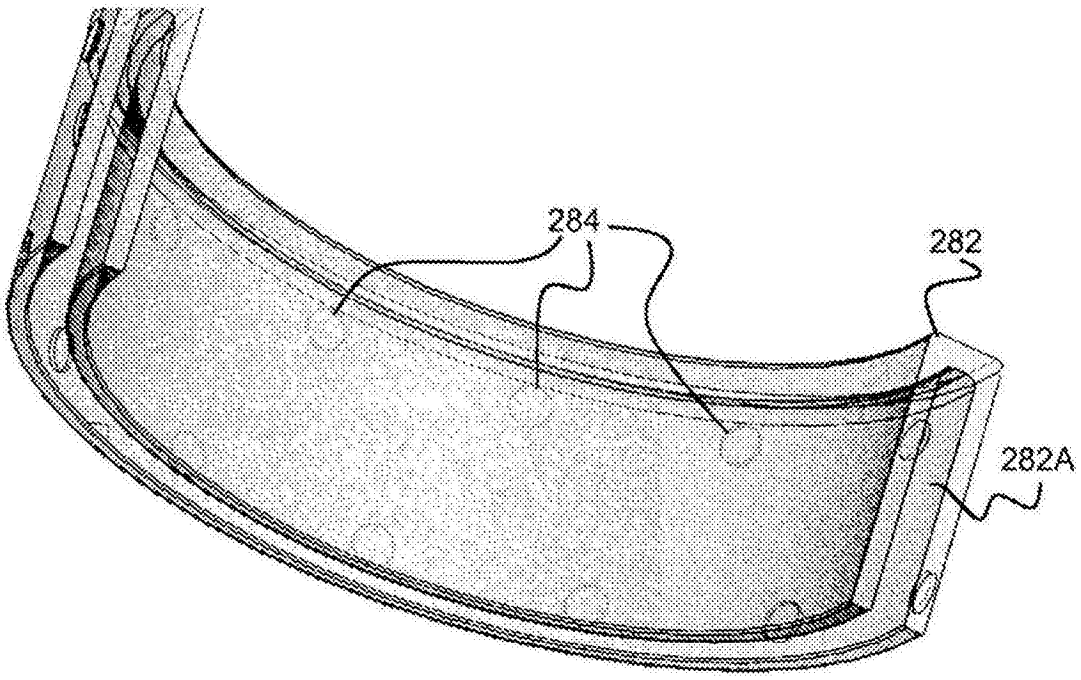


图42

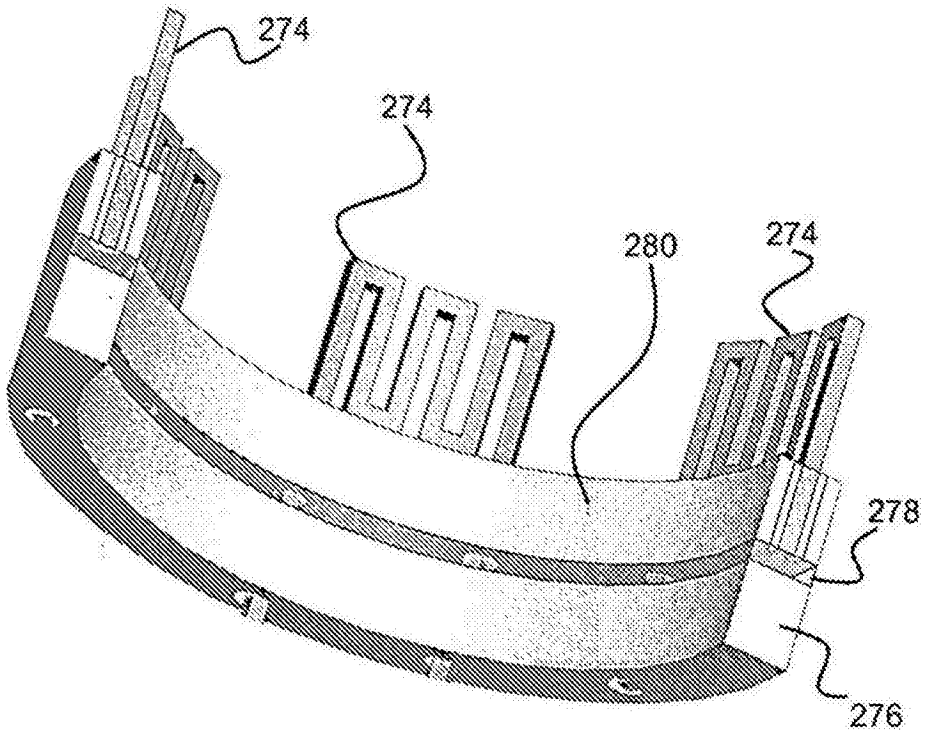
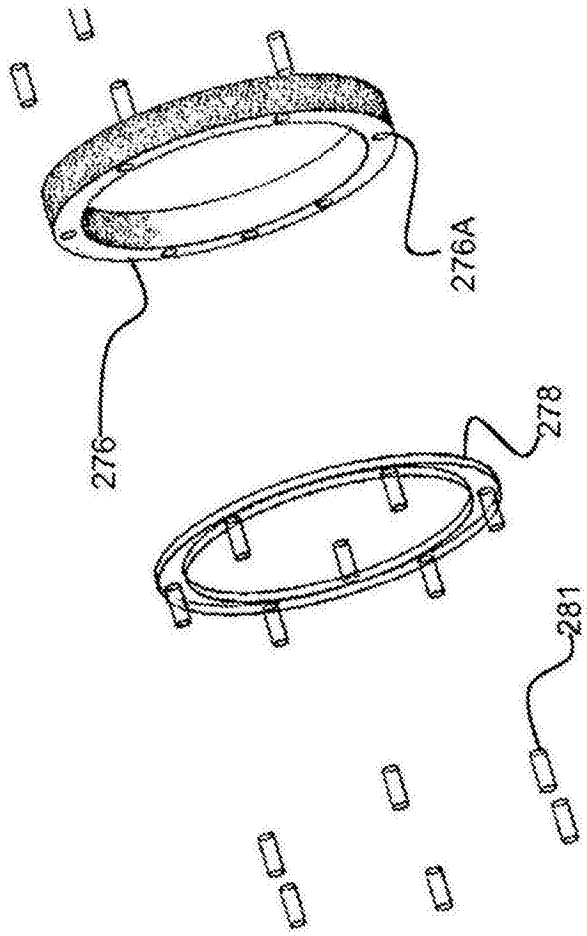


图43



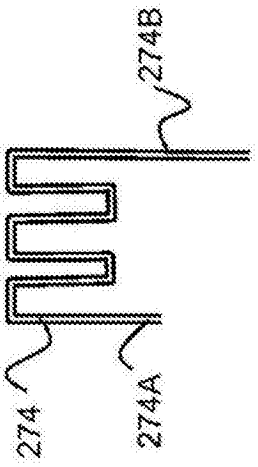


图 45

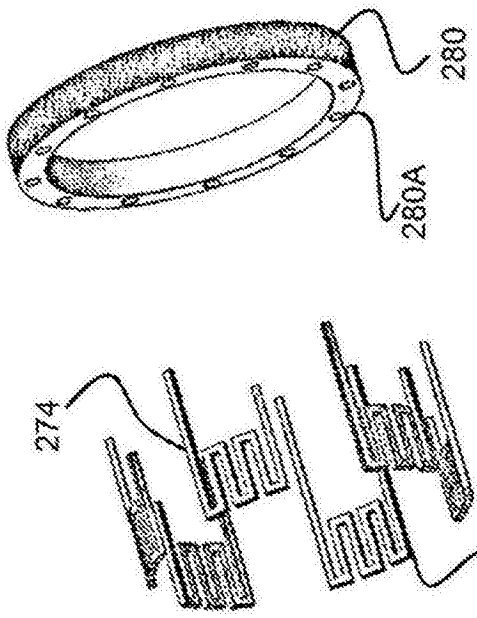


图 44

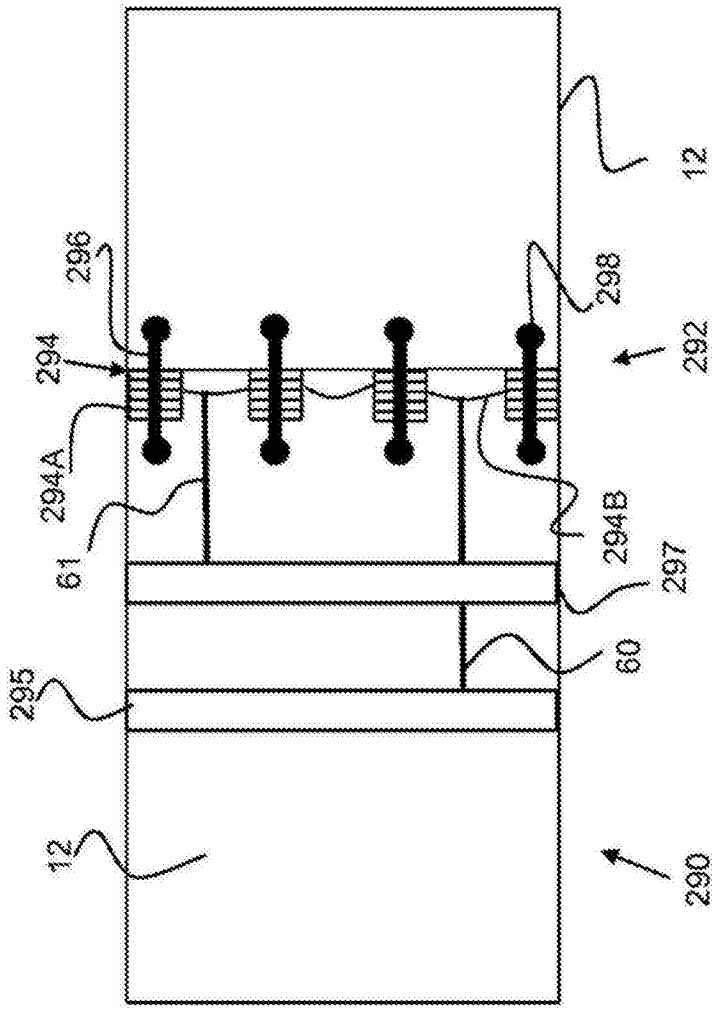


图46

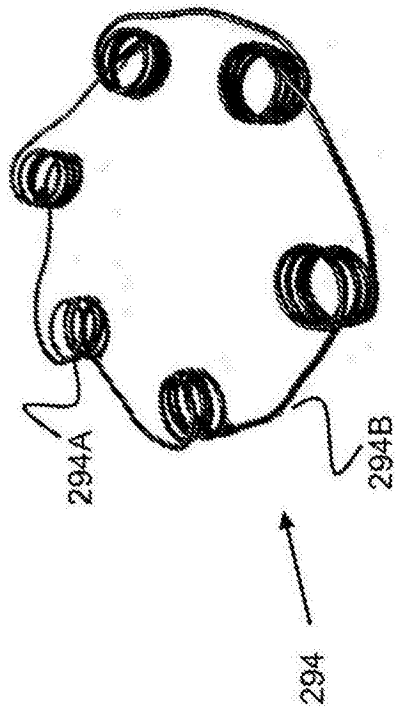


图47

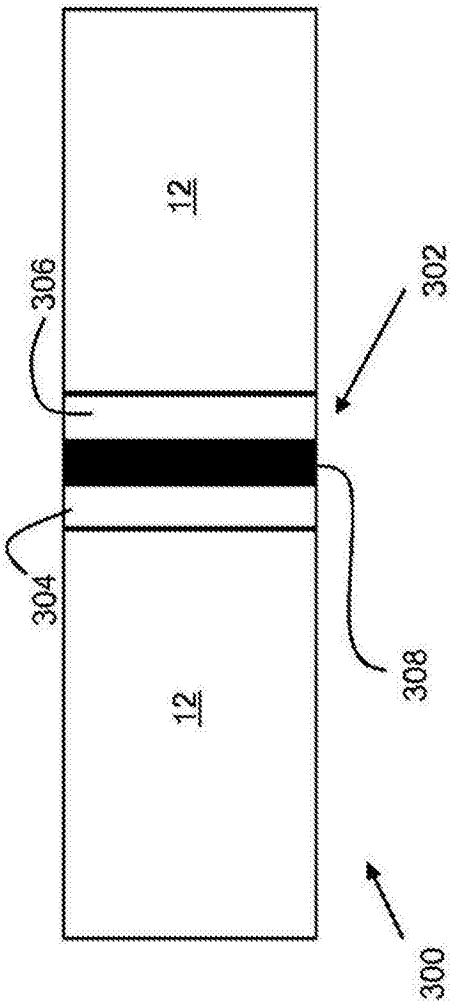


图48

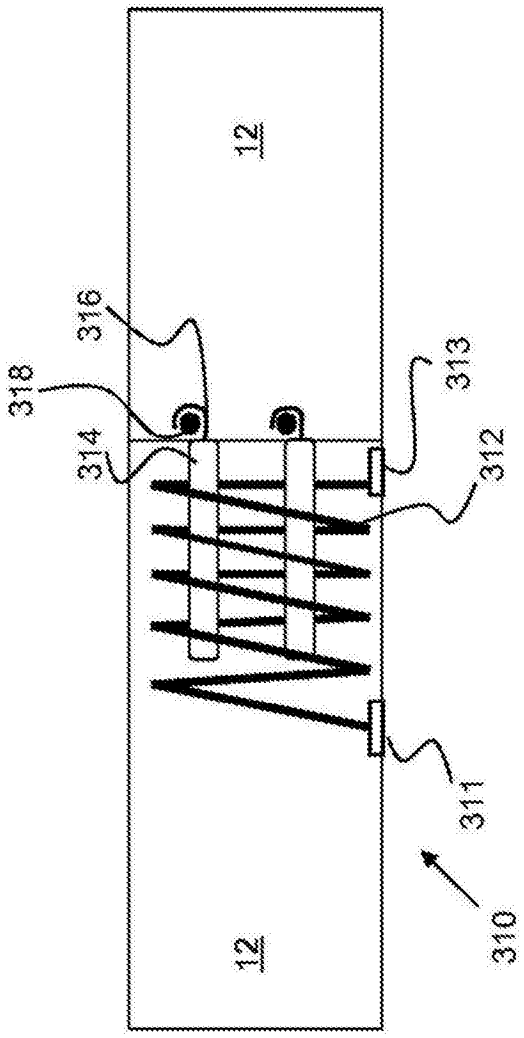


图49

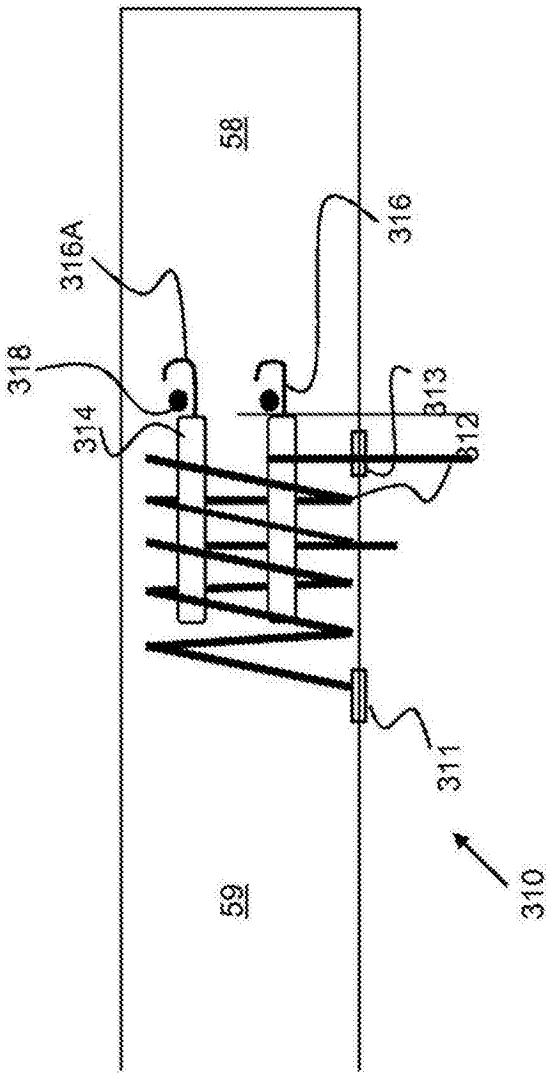


图50

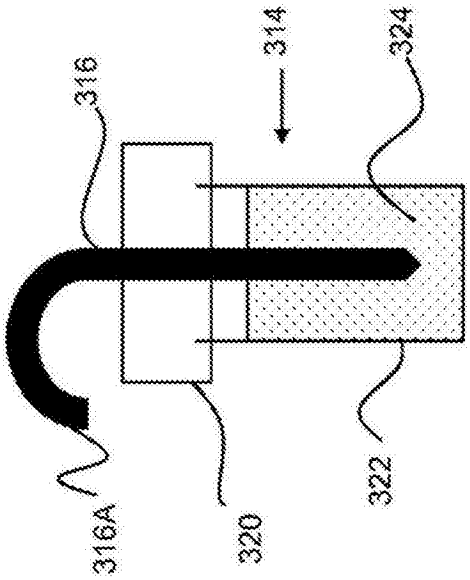


图51

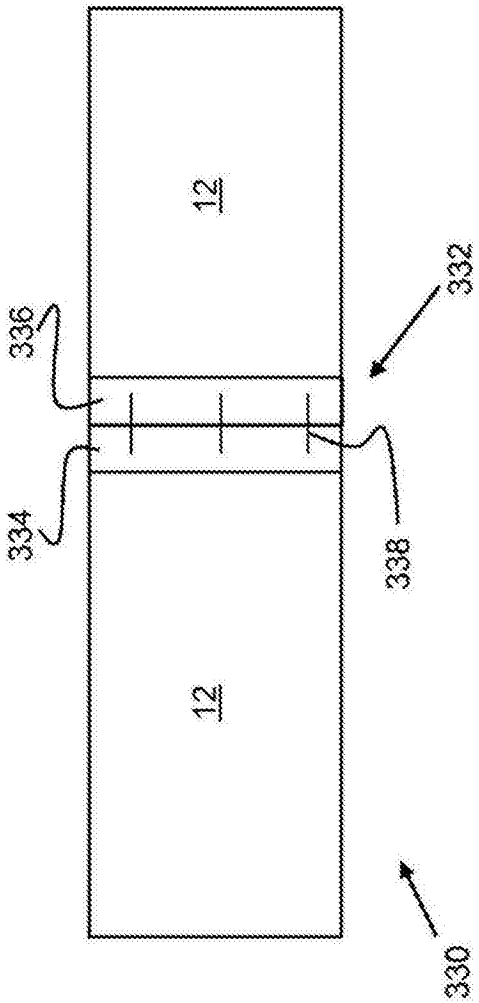


图52

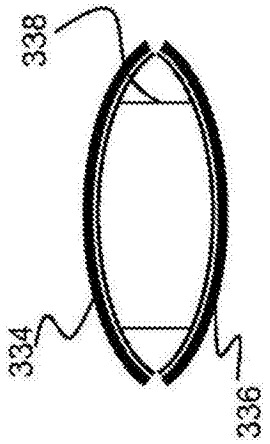


图53

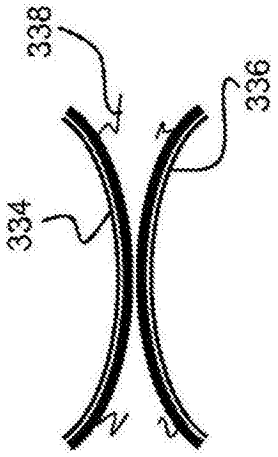


图54

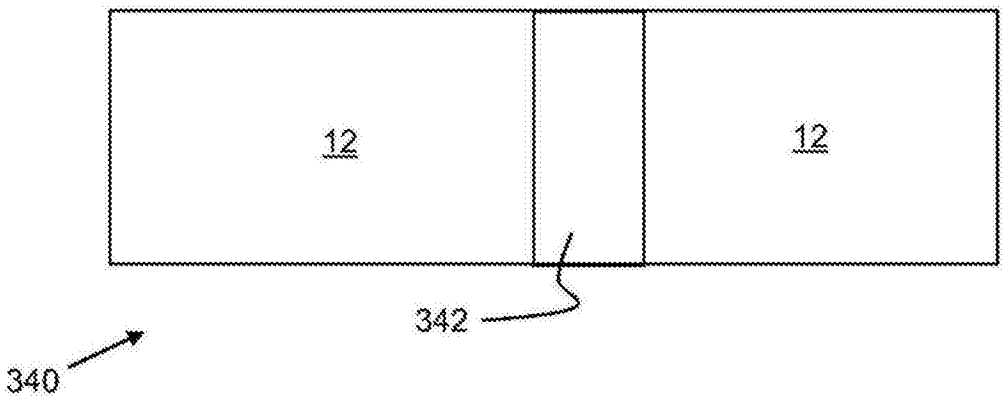


图55

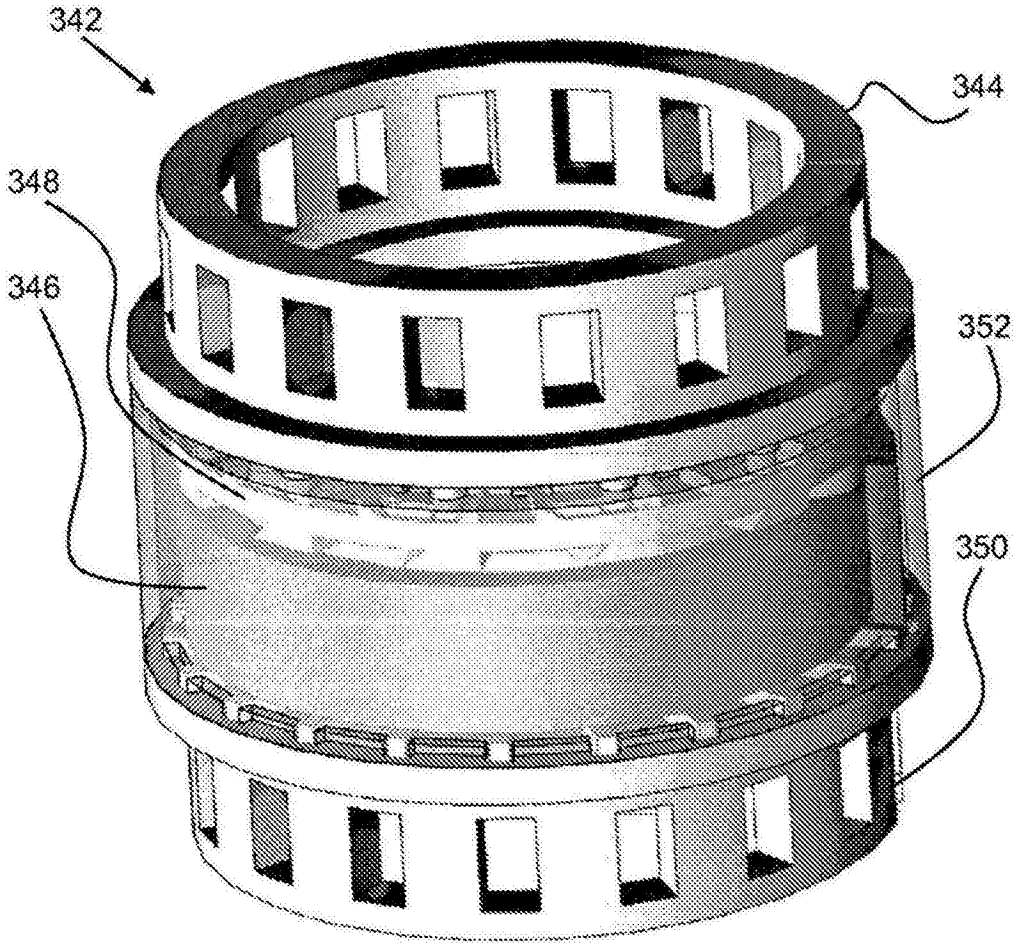


图56

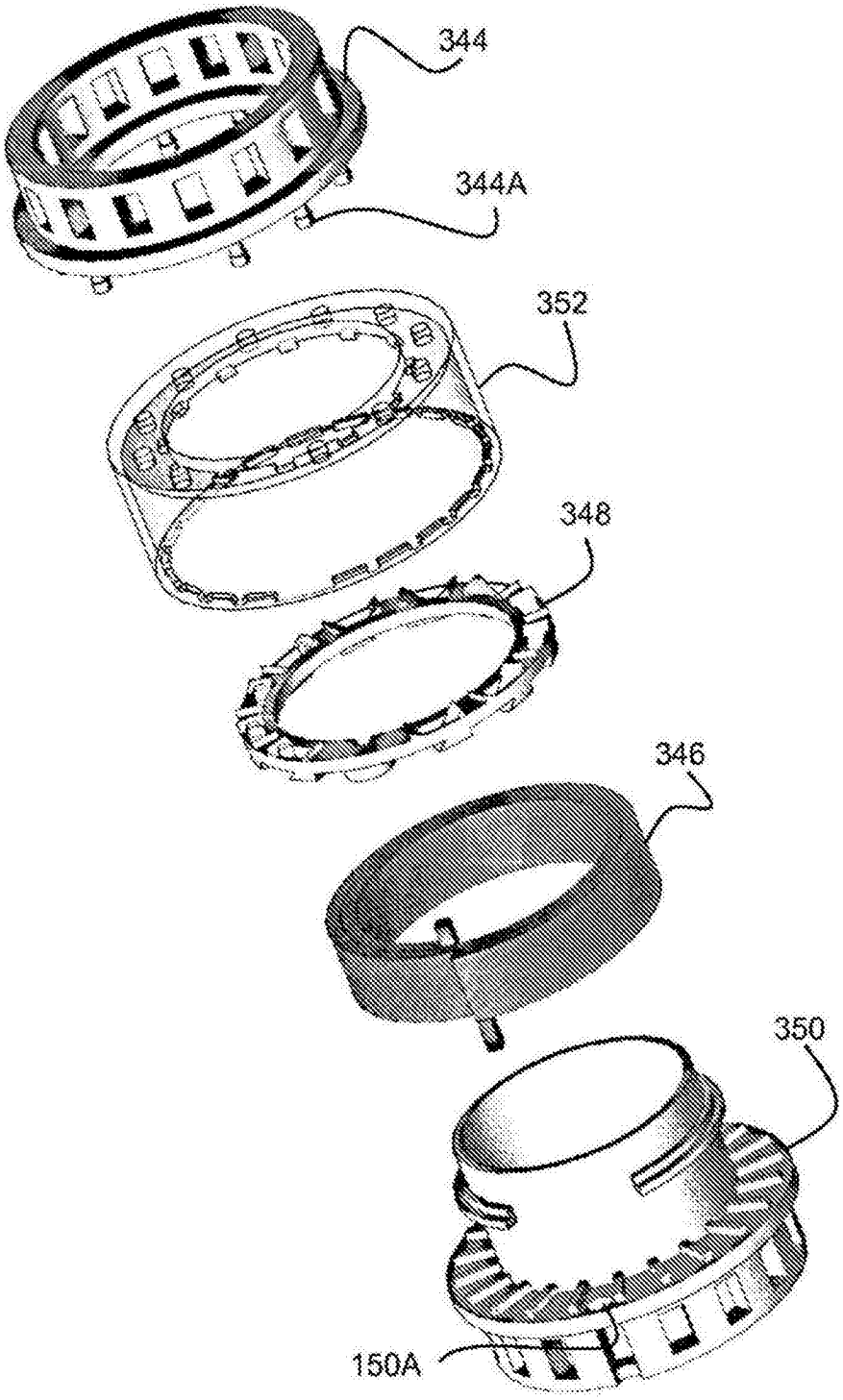


图57

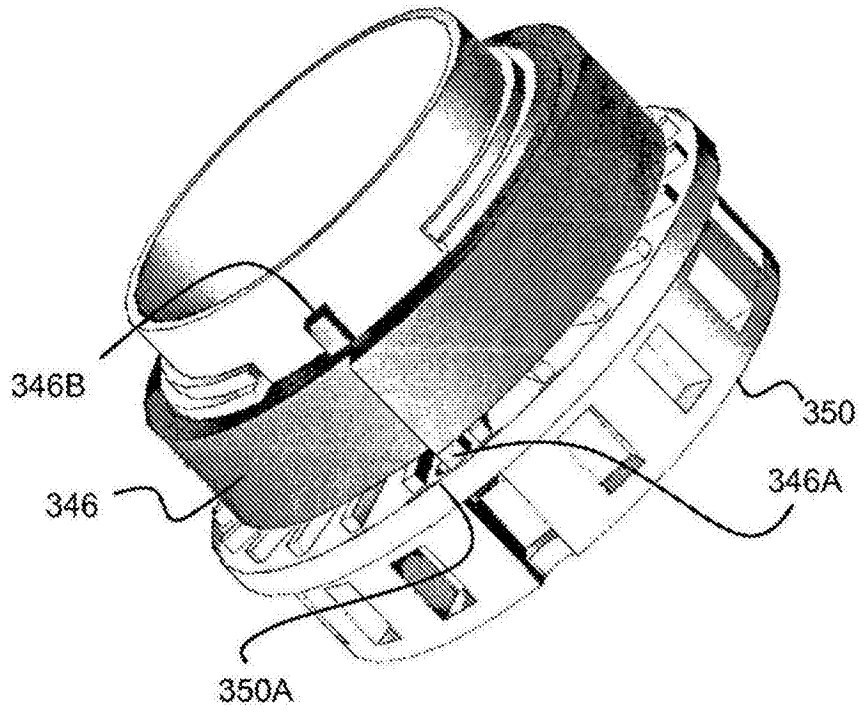


图58

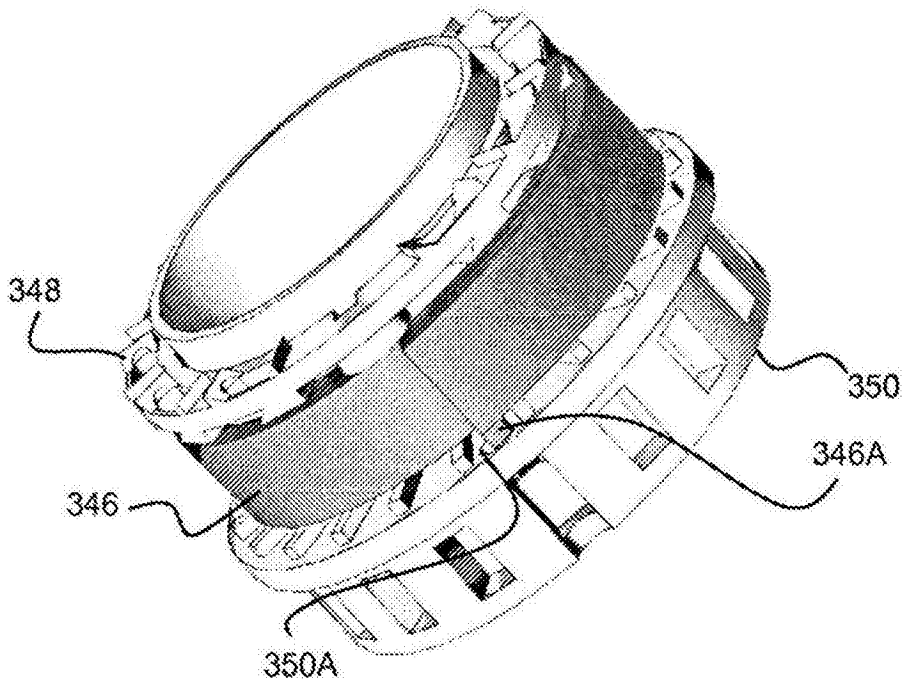


图59

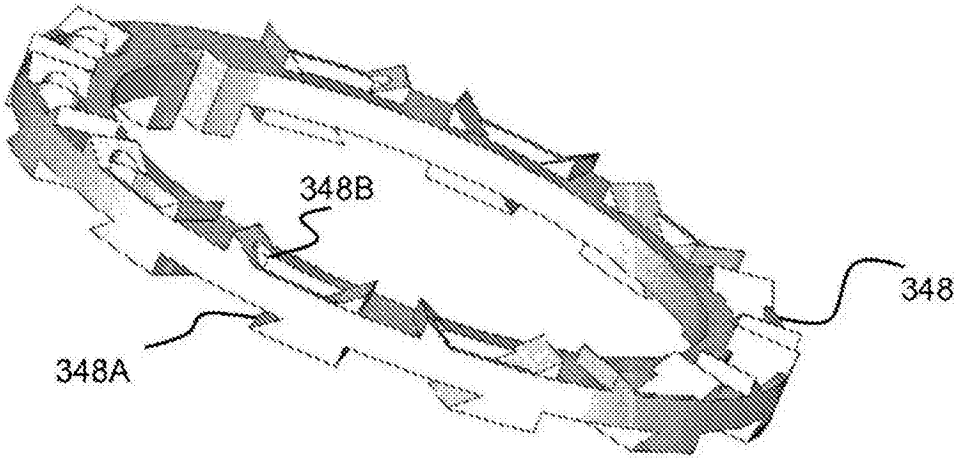


图60

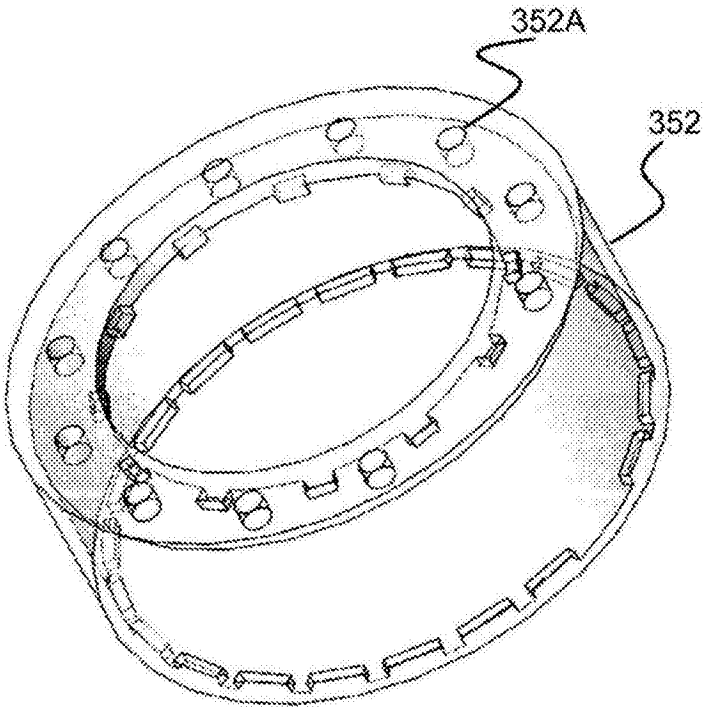


图61

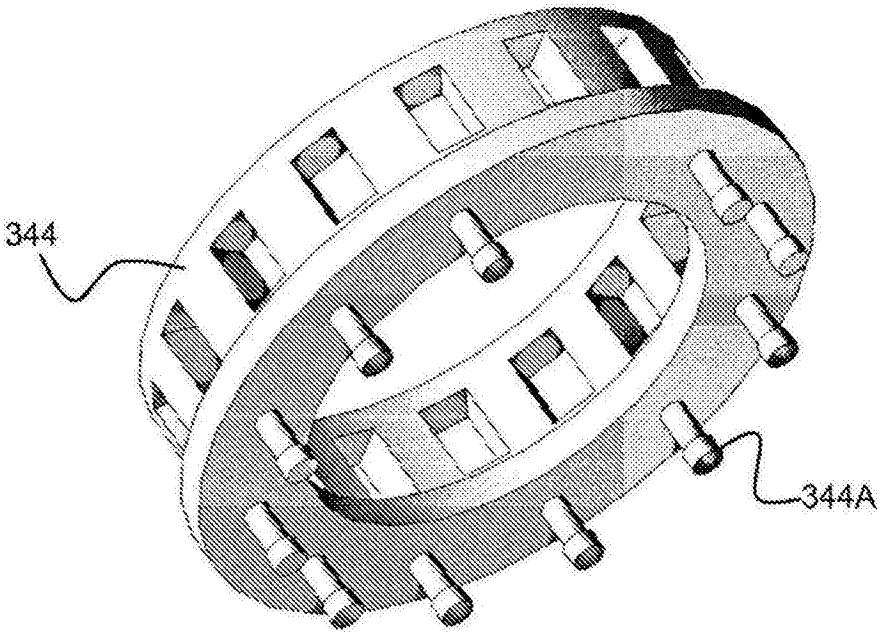


图62

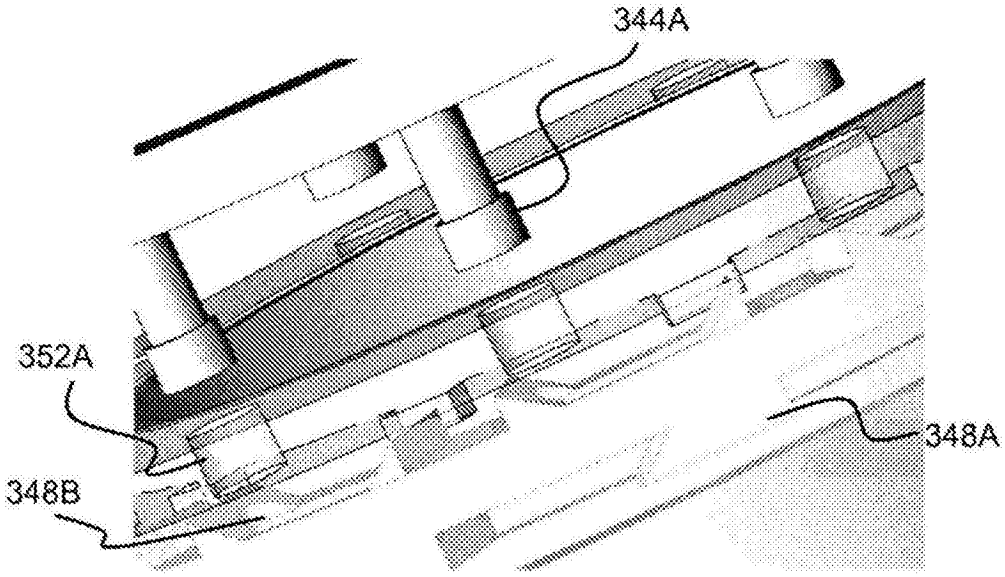


图63

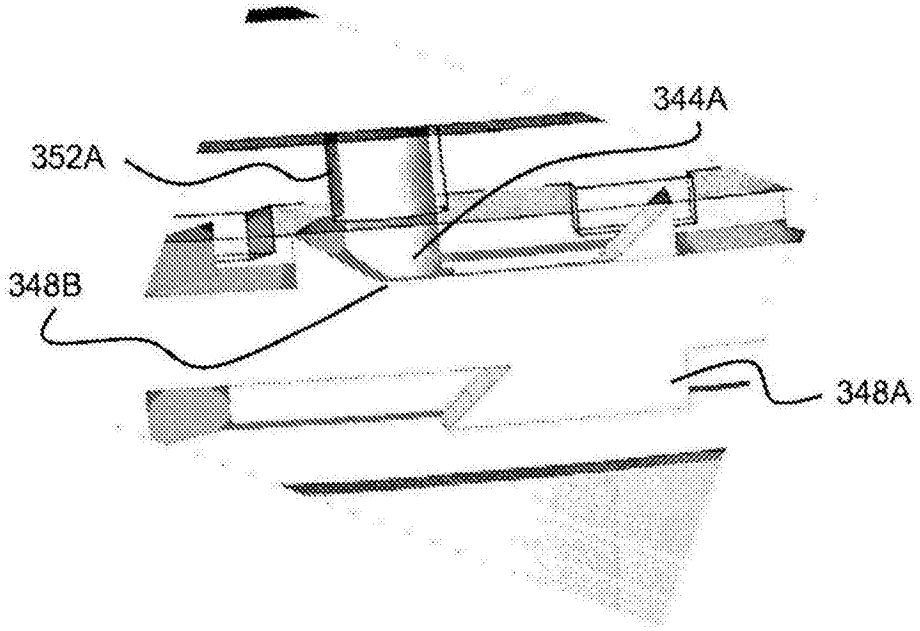


图64

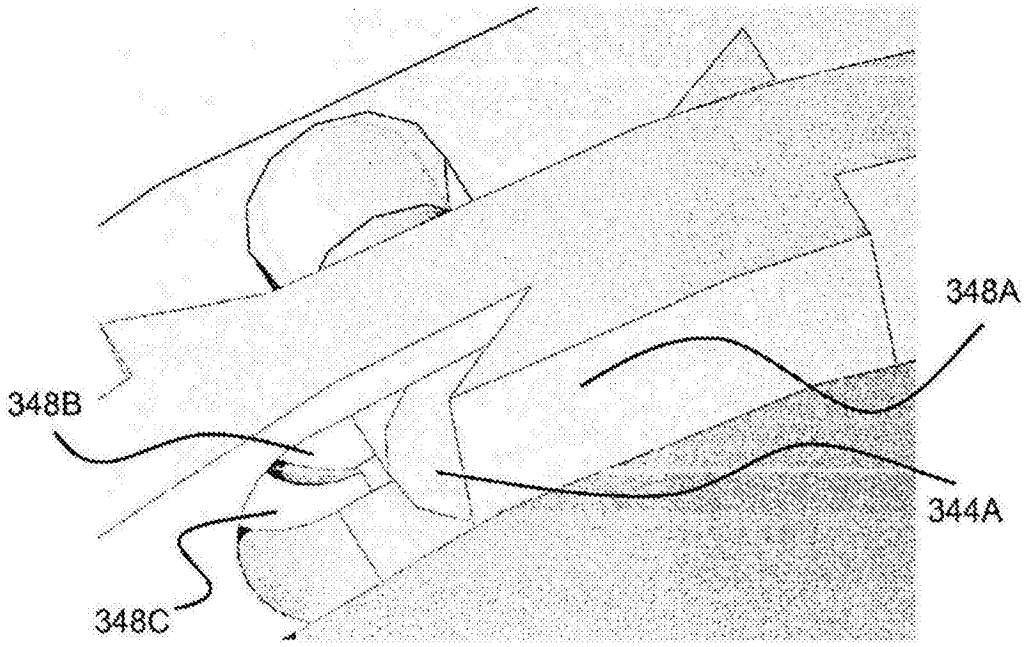


图65

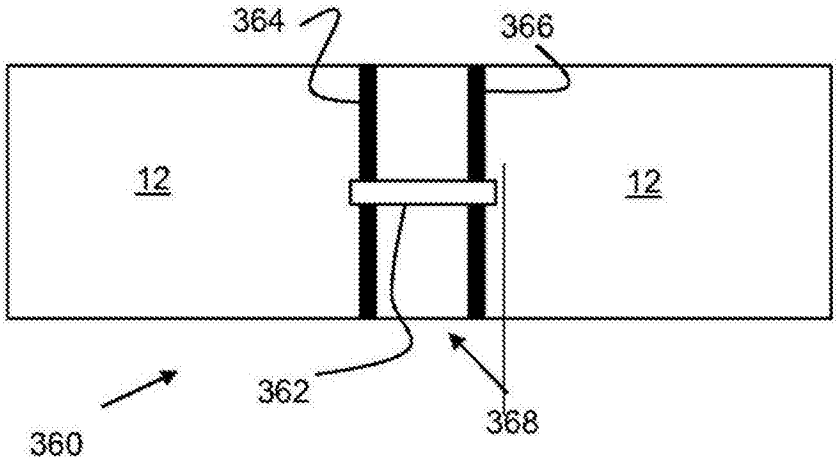

364
366
12
12
362
368
360

图66

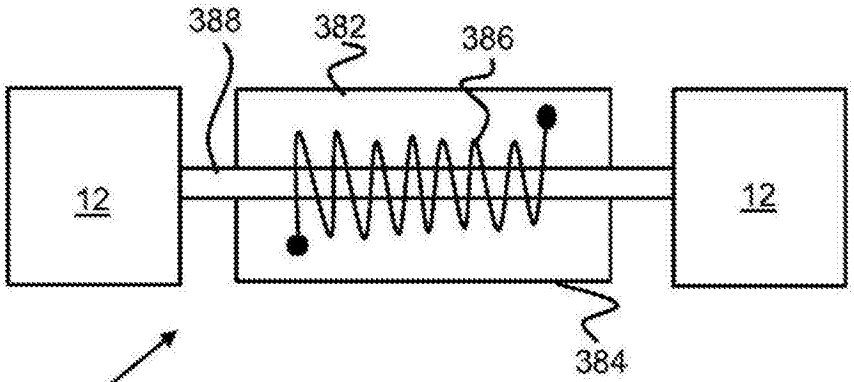

388
382
386
12
12
384
380

图 67

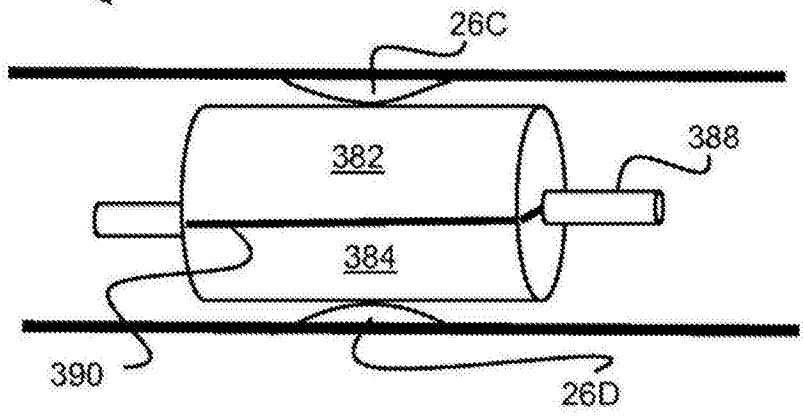

26C
382
388
384
390
26D

图 68

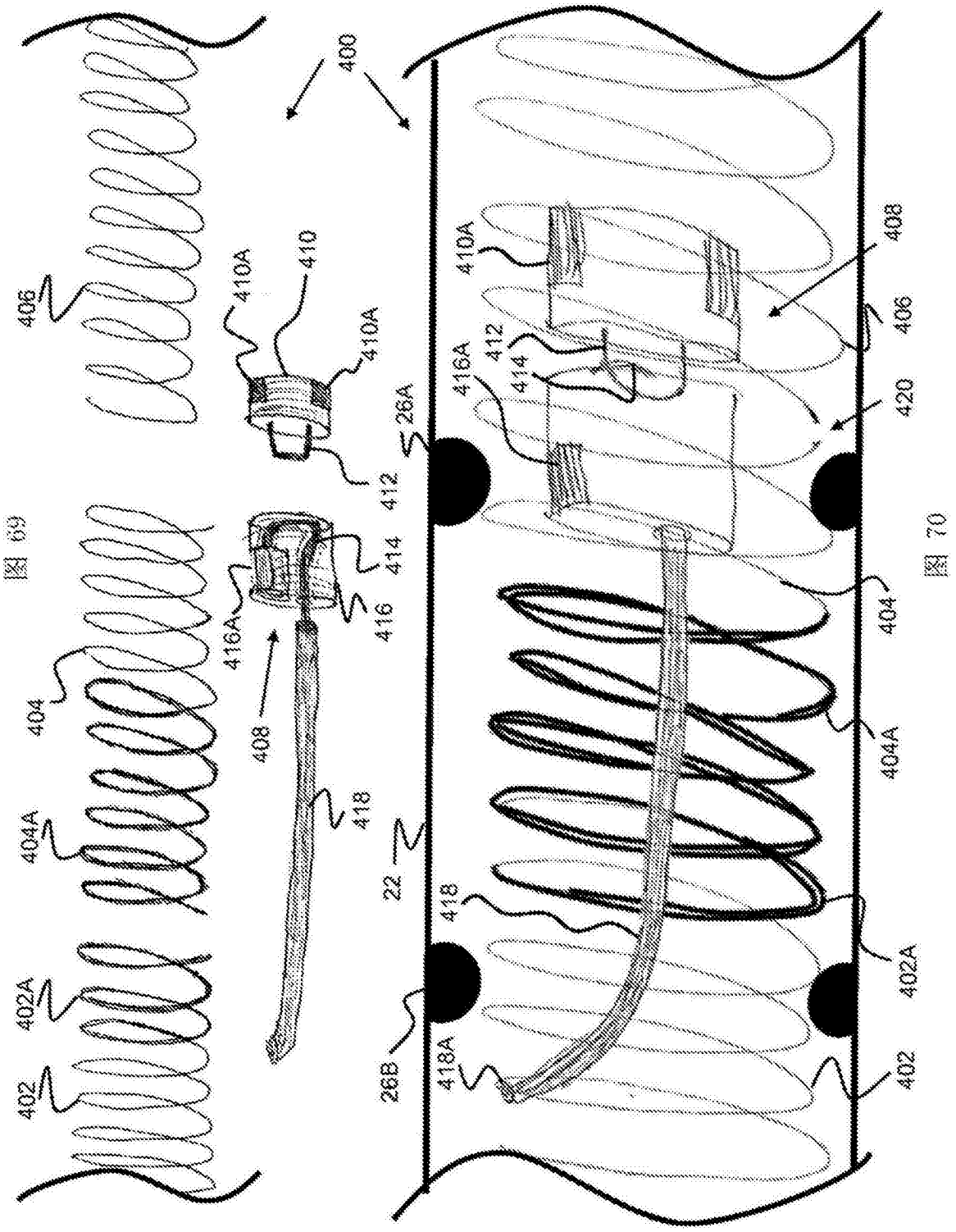

400
406
410A
410
410A
412
414
416A
416
408
418
404
404A
402A
402
26A
22
26B
418A
420

图 69

图 70