



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348289 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680062908.2

(22)申请日 2016.10.28

(30)优先权数据

62/248,157 2015.10.29 US

62/275,984 2016.01.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/059345 2016.10.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/075366 EN 2017.05.04

(71)申请人 尹诺伯拉狄夫设计公司

地址 美国伊利诺州

(72)发明人 R·F·里乌克斯 R·M·宾

(74)专利代理机构 上海德昭知识产权代理有限公司 31204

代理人 郁旦蓉

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 18/18(2006.01)

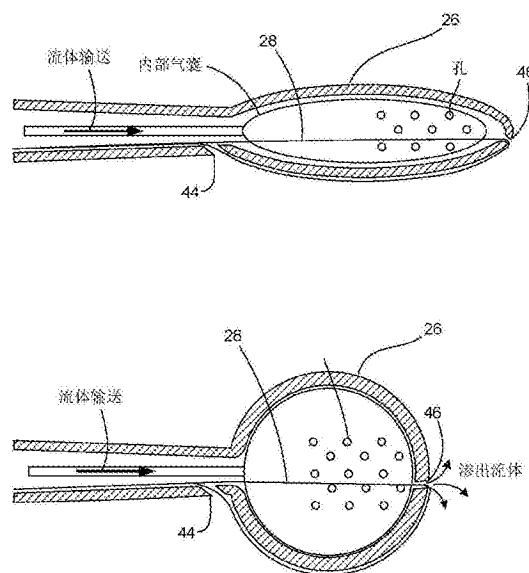
权利要求书2页 说明书13页 附图24页

(54)发明名称

筛状球体组织消融装置和方法

(57)摘要

本发明是一种用于消融组织空腔周围的边缘组织的具有筛状球体构型的消融装置。该装置包括探针，该探针具有非导电的细长轴和从该轴延伸的非导电远端部分，该细长轴包括穿过其的至少一个内腔。该非导电远端部分包括多个远端端口和与轴的至少一个内腔连通的多个近端口。该装置还包括电极阵列，该电极阵列包括延伸穿过内腔并沿着非导电远端部分的外表面定位的多条独立导线，多条线中的每条线穿过该近端口中的至少一个相关联的近端口并穿过该远端口中的至少一个相应的远端口。



1. 一种用于消融组织的医疗装置,所述装置包括:

探针,其包括非导电的细长轴和从所述轴延伸的非导电远端部分,所述轴具有穿过其的至少一个内腔,所述非导电远端部分包括多个远端端口和与所述轴的至少一个所述内腔连通的多个近端端口;以及

电极阵列,其包括延伸穿过所述内腔并且沿着所述非导电远端部分的外表面定位的多条独立导线,所述多条线中的每条线穿过所述近端端口中的至少一个相关联的近端端口,并穿过所述远端端口中的至少一个相应的远端端口,所述多条线中的每条线或者一组或多组线的组合被配置为接收电流以引起所述电极阵列的一个或多个部分的激活,从而消融与所激活的一个或多个部分对应的目标组织。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中每个所述远端端口对应于一个近端端口,使得穿过相应的远端端口和近端端口的所述线沿着所述非导电远端部分的长度延伸。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中所述线沿着所述远端部分长度的至少20%延伸。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述外表面包括多个凹槽,所述线位于所述凹槽内。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多条线中的每条线延伸穿过不同的远端端口。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多条线中的每条线延伸穿过不同的近端端口。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多条线包括至少2条线,所述线被配置成沿着所述装置的纵向轴线轴向平移。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中所述非导电远端部分能够从输送构型扩张到展开构型。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中所述多条线被配置成当从输送构型直径转变成展开构型直径时扩张到所述非导电远端部分的直径。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述非导电远端部分的扩张直径在约2mm至80mm的范围内。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中所述非导电远端部分的扩张直径约为8cm。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多条线中的每条线被配置为在接收到所述电流时将能量传送远离所述非导电远端部分,所述能量包括RF能量。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中所述电极阵列包括布置在所述细长轴的所述非导电远端部分周围的多个不同消融部分。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中所述多个不同消融部分包括围绕所述细长轴的所述非导电远端部分的至少两个临床轴线。

15. 根据权利要求14所述的装置,其中所述至少两个临床轴线包括所述电极阵列的两个象限。

16. 根据权利要求13所述的装置,其中所述电极阵列的所述多个不同消融部分中的每个包括至少一条导线。

17. 根据权利要求1所述的装置,其中所述非导电远端部分包括弹性体材料。

18. 根据权利要求1所述的装置,其中所述线中的至少一条线包括形状记忆材料。

19. 根据权利要求1所述的装置,其中所述内腔被配置为流体输送内腔,使得从所述内腔输送的流体流过所述非导电远端部分上的一个或多个中间端口,到达所述非导电远端部

分的外表面。

20. 根据权利要求19所述的装置,其中在所述导线中的至少一条接收到所述电流时,所述流体被配置为沿所述远端部分的所述外表面携带从所述至少一条导线发射的能量,用于基于所述导线的位置以期望的图案消融目标组织。

21. 根据权利要求19所述的装置,还包括至少一个亲水性插入件,所述至少一个亲水性插入件位于所述非导电远端部分内并且被配置为沿着所述远端部分的内表面分配所述流体。

22. 根据权利要求19所述的装置,其中所述非导电远端部分的所述外表面包括表面纹理的至少一部分,以增强流体分配。

23. 根据权利要求1所述的装置,其中所述非导电远端部分是能够扩张的气囊。

24. 根据权利要求23所述的装置,还包括位于所述非导电远端部分内的能够扩张的气囊,所述能够扩张的气囊包括具有多个穿孔的气囊壁,所述多个穿孔被配置为在从所述内腔输送流体时允许流体通过所述气囊壁。

25. 根据权利要求24所述的装置,其中所述内腔被配置为流体输送内腔,使得从所述内腔输送的流体流动到所述能够扩张的气囊中并且穿过所述多个穿孔中的一个或多个,并且进一步穿过在所述非导电远端部分上的至少一个或多个中间端口,到达所述非导电远端部分的外表面。

26. 根据权利要求25所述的装置,其中在所述导线中的至少一条接收到所述电流时,所述流体被配置为沿所述远端部分的所述外表面携带从所述至少一条导线发射的能量,用于基于所述导线的位置以期望的图案消融目标组织。

27. 根据权利要求25所述的装置,其中所述非导电远端部分的所述外表面包括表面纹理的至少一部分,以增强流体分配。

28. 根据权利要求24所述的装置,其中所述气囊被配置为响应于流体输送到所述气囊而转变成扩张构型,其中所述气囊的扩张构型使所述非导电远端部分至少部分地扩张。

筛状球体组织消融装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年10月29日提交的美国临时申请No.62/248,157和2016年1月7日提交的美国临时申请No.62/275,984的权益和优先权,每个申请的内容在此通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开总体涉及医疗装置,并且更具体地涉及筛状球体组织消融装置和用于消融组织空腔周围的边缘组织的方法。

背景技术

[0004] 癌症是一组涉及异常细胞生长的疾病,可能侵入或扩散到身体的其他部位。癌症通常表现为肿瘤形式的组织的异常生长,肿瘤可位于患者身体的特定区域(例如,与特定身体部位或器官相关联)或者可扩散到全身。肿瘤,无论是良性的还是恶性的,通常都是通过手术干预来治疗和切除,因为手术通常为完全切除和治愈提供最大的机会,特别是如果癌症还没有扩散到身体的其他部位。例如,电外科手术可用于破坏这些异常组织生长。然而,在某些情况下,单独的手术不足以从局部环境中充分切除所有的癌组织。

[0005] 例如,早期乳腺癌的治疗通常涉及手术和辅助放疗的组合。与乳房切除术不同,乳房肿瘤切除术仅切除肿瘤和正常组织周围的小边沿(区域)。在乳房肿瘤切除术后进行放射治疗,试图根除所切除肿瘤周围的局部环境中可能留下的癌细胞,以降低癌症复发的机会。然而,放射治疗作为术后治疗存在各种缺点。例如,放射技术可能是昂贵且耗时的,并且通常涉及数周且有时数月的多次治疗。此外,放射经常导致对目标区域外的组织的意外损害。因此,放射技术不是影响通常在原始肿瘤位置附近可能残留的组织,而是常常对健康组织产生不利影响,例如影响皮肤、肺和心脏的短期和长期并发症。

[0006] 因此,这些风险与日常放射周数的负担相结合时,可能会促使一些患者选择乳房切除术而不是乳房肿瘤切除术。此外,由于放射治疗的缺点,经受乳房肿瘤切除术的一些妇女(例如,高达百分之三十(30%))在完成全面治疗之前停止治疗。在农村地区或患者可能有限获得放射设施的其他地区可能尤其如此。

发明内容

[0007] 肿瘤,无论是良性的还是恶性的,通常都是通过手术干预来治疗和破坏,因为手术通常提供为完全切除和治愈提供最大的机会,特别是如果癌症还没有转移。然而,在肿瘤被破坏之后,可能会留下空腔,其中围绕该空腔以及围绕原始肿瘤部位的组织仍然可能留下外科医生未能或不能切除的异常细胞或潜在的癌细胞。这种周围组织通常称为“周边组织(margin tissue)”或“边缘组织(marginal tissue)”,并且是患者体内的最可能发生肿瘤复发的位置。

[0008] 本文描述的系统和方法可以在消融手术期间使用,以破坏空腔周围的正常组织的

薄边沿,从而努力管理已经治疗的局部环境中的残留疾病。这种技术可以帮助确保局部环境中的所有微观疾病都得到治疗。对于治疗有复发倾向的肿瘤尤其如此。这种手术中延长肿瘤边缘的方法的应用适用于身体的许多区域,包括肝脏,特别是乳房。

[0009] 具体地,本公开总体涉及一种空腔组织消融系统,该系统包括消融装置,该消融装置被递送到组织空腔中并且发射诸如射频(RF)能量的非电离辐射,以治疗组织空腔周围的边缘组织。本发明的组织消融装置通常包括探针,该探针包括被配置为手柄并适于手动操纵的细长轴和联接到该轴的非导电远端部分。非导电远端部分包括沿其外表面定位的电极阵列。包括电极阵列的远端部分可以被递送到组织空腔(例如,由肿瘤切除而形成)内并在组织空腔内操纵,并且被配置为消融紧邻组织空腔周围的边缘组织(通过RF能量)以便最小化肿瘤的复发。

[0010] 在一个方面中,电极阵列由彼此电隔离且彼此独立的多个导电构件(例如,导线)组成。因此,在一些实施例中,多条导线中的每条导线或者一组或多组导线的组合被配置为独立地接收来自能量源(例如,消融发生器)的电流并且独立地传导能量,该能量包括RF能量。这允许将能量选择性地输送到指定的导线或导线的组合。这种设计还使得消融装置能够以双极模式工作,这是由于第一导线(或导线的组合)可以通过其与消融发生器的电连接将能量输送至周围组织,而第二导线(或导线的组合)可以用作接地或中性导电构件。

[0011] 每条导线或导线组的独立控制允许激活(例如,发射RF能量)电极阵列的相应部分。例如,电极阵列可以被划分成可以与装置的远端部分的临床轴线或侧面对应的特定部分。在一个实施例中,电极阵列可以包括与远端部分的四个临床轴线或侧面(例如,围绕球体的四个侧面或象限)对应的至少四个不同部分(即,单独或成组的导线)。

[0012] 在一些实施例中,消融装置被配置成通过虚拟电极布置提供RF消融,这包括沿着远端末端的表面分配流体,并且在电极阵列激活时,流体可以携带或以其他方式促进从电极阵列发射的能量到周围组织。例如,消融装置的非导电远端部分包括至少保持间隔构件(例如,间隔球)和围绕间隔构件的亲水性插入件的内部腔室。远端部分的内部腔室被配置为从流体源接收流体(例如,盐水)并将流体保持在其中。亲水性插入件被配置为通过克服重力芯吸盐水来接收并均匀地分配流体通过远末端端。远端部分通常可以包括多个端口或孔口,这些端口或孔口被配置为允许流体穿过端口或孔口或渗出,从内部腔室到远端部分的外表面。间隔构件的形状和尺寸被设计成使得亲水性插入件保持与远末端端壁的内表面接触,并且特别地与一个或多个穿孔接触,使得亲水性插入件提供盐水分布到穿孔的均匀性。因此,在将远端部分定位在目标部位(例如,待消融的组织空腔)内时,电极阵列可以被激活。渗过穿孔到达远端部分的外表面的流体能够承载来自电极阵列的能量,从而形成虚拟电极。因此,在流体渗过穿孔时,在远端部分的外表面上形成流体的池或薄膜,并且其被配置为通过从电极阵列携带的RF能量来消融周围组织。

[0013] 应该注意,本公开的装置和方法不限于这种手术后治疗,并且如本文所使用的,短语“体腔”可以包括非手术产生的空腔,诸如自然体腔和通道,诸如输尿管(例如,用于前列腺治疗)、子宫(例如、用于子宫消融或纤维瘤治疗)、输卵管(例如、用于绝育手术)等。另外或替代地,本公开的组织消融装置可以用于消融身体的各个部位和器官(例如,肺、肝、胰腺等)中的边缘组织并且不限于治疗乳腺癌。

附图说明

[0014] 所要求保护主题的特征和优点将从根据本公开的实施例的以下详细描述中变得显而易见,该描述应参考附图考虑,其中:

[0015] 图1是根据本公开的消融系统的示意图;

[0016] 图2是图1的消融系统的消融装置末端的立体图;

[0017] 图3A、图3B和图3C是图2的消融装置末端的更详细的立体图;

[0018] 图4A和图4B示意性地示出了图1的消融装置的消融装置末端,分别具有和不具有非导电远端部分;

[0019] 图5A是消融装置的可展开远端部分的一个实施例的侧视图,图5B是消融装置的可展开远端部分的一个实施例的横截面图,示出了远端部分从输送构型转变成展开构型;

[0020] 图6示出了将图5A和图5B的远端部分展开成展开构型的方法,以便将RF能量输送到目标部位以消融边缘组织;

[0021] 图7是图5A和图5B的可展开远端部分的横截面图,示出了在远端部分的内部腔室内包含内部气囊构件。内部气囊被配置成从流体源接收流体并由此扩张,这继而导致远端部分从输送构型转变成展开构型,并且通过使流体渗过远端部分壁上的一个或多个穿孔进一步将流体供应到远端部分的外表面,以形成具有电极阵列的虚拟电极布置;

[0022] 图8是根据本公开的消融装置的分解图,包括设置在远端部分的内部腔室内的亲水性插入件,并且该亲水性插入件被配置成从流体源接收流体并通过使流体渗过远端部分壁上的一个或多个穿孔将流体均匀分配到远端部分的外表面,以形成具有电极阵列的虚拟电极布置;

[0023] 图9是图8的消融装置的分解图,更详细地示出了亲水性插入件;

[0024] 图10A-10E是图1的消融装置的远端末端的立体图,示出了各种电极阵列构型;

[0025] 图11是图1的消融装置的远端末端的侧视图,包括几个临床轴线或侧面。每个临床轴线或面侧包括一个或多个独立连接的电极,这能够实现差分功能和电流独立驱动和/或测量;

[0026] 图12A-图12D是施用装置的远端末端的侧视图和立体图,示出了图11的不同临床轴线或侧面;

[0027] 图13和图14分别是根据本公开的装置控制器的一个实施例的立体图和分解立体图;

[0028] 图15是根据本公开的消融装置的另一个实施例的分解立体图;

[0029] 图16是图15的消融装置的平面图,示出了装置的彼此分离的两个半部并示出了每个半部的外表面;

[0030] 图17是图15的消融装置的平面图,示出了装置的彼此分离的两个半部并示出了每个半部的内表面;

[0031] 图18A和图18B是装置的第一半部的球体的放大图,分别示出了外表面和内表面,并且进一步示出了延伸穿过球体的近端端口和远端末口的第一导线和第二导线的特定布置;

[0032] 图19A和图19B是装置的第二半部的球体的放大图,分别示出了外表面和内表面,

并且进一步示出了延伸穿过球体的近端端口和远端端口的第三导线和第四导线的特定布置；

[0033] 图20是图15的消融装置的示意图，示出了流体从控制器控制的冲洗泵输送到装置的远端部分的内部腔室内的亲水性插入件，其中流体随后可以分配到远端部分的外表面，在激活电极阵列的一个或多个部分时导致虚拟电极布置；

[0034] 图21是用于在RF消融手术期间将温度探针(或任何其他独立的监测装置)相对于消融装置的远端部分保持在期望位置以收集温度数据的可拆卸支架的立体图；并且

[0035] 图22是相对于消融装置的远端部分保持温度探针的可拆卸支架的平面图。

[0036] 为了全面理解本公开，应结合上述附图参考以下详细描述，包括所附权利要求书。尽管结合示例性实施例描述了本公开，但是本公开不旨在限于这里阐述的特定形式。应该理解，当情况可能暗示或提供便利时，可以考虑等同物的各种省略和替换。

具体实施方式

[0037] 通过概述，本公开总体涉及一种组织消融装置，其具有可展开的施用器头部，该施用器头部被配置成递送到组织空腔中并且消融组织空腔周围的边缘组织。

[0038] 根据本公开的组织消融系统可能非常适合于治疗中空体腔，诸如乳房组织中的由乳房肿瘤切除术手术产生的不规则形状的空腔。例如，一旦肿瘤被切除，就会留下组织空腔。该空腔周围的组织是患者体内的最可能发生肿瘤复发的位置。因此，在肿瘤已被切除之后，期望破坏周围组织(在本文中也称为“周边组织”或“边缘组织”)。

[0039] 本公开的组织消融系统可以在消融手术期间使用，从而以靶向方式破坏空腔周围的边缘组织的薄边沿。具体地，本公开总体涉及一种空腔组织消融系统，其包括消融装置，该消融装置被递送到组织空腔中并且被配置为以期望的形状或图案发射诸如射频(RF)能量的非电离辐射，以便提供治疗，用于组织空腔周围的边缘组织的靶向部分的消融和破坏。

[0040] 本发明的组织消融装置通常包括探针，该探针包括被配置为手柄并适于手动操纵的细长轴和联接到该轴的非导电远端部分。非导电远端部分包括沿其外表面定位的电极阵列。包括电极阵列的远端部分可以被递送到组织空腔(例如，由肿瘤移除而形成)内并在组织空腔内操纵，并且被配置为消融紧邻组织空腔周围的边缘组织(通过RF能量)以便最小化肿瘤的复发。本公开的组织消融装置被配置为允许外科医生或其他医疗专业人员在受控深度处将精确测量剂量的RF能量输送至空腔周围的边缘组织。

[0041] 因此，根据本公开的组织消融装置可能非常适合于治疗中空体腔，诸如乳房组织中的由乳房肿瘤切除术手术产生的不规则形状的空腔。然而，应该注意的是，本公开的装置不限于这种术后治疗，并且如本文所使用的，短语“体腔”可以包括非手术产生的空腔，诸如自然体腔和通道，诸如输尿管(例如，用于前列腺治疗)、子宫(例如，用于子宫消融或纤维瘤治疗)、输卵管(例如，用于消毒)等。另外或替代地，本公开的组织消融装置可以用于消融身体的各个部位和器官(例如，皮肤、肺、肝、胰腺等)中的边缘组织并且不限于治疗乳腺癌。

[0042] 图1是用于在患者12体内进行肿瘤切除手术期间提供边缘组织的靶向消融的消融系统10的示意图。消融系统10通常包括消融装置14，该消融装置包括具有远端末端或部分16和细长导管轴17的探针，远端末端16连接到该导管轴。导管轴17通常可以包括具有流体递送内腔的非导电细长构件。消融装置14可以进一步通过电连接(图2中所示的电管线34)

联接到装置控制器18和消融发生器20并且通过流体连接(图2中所示的流体管线38)联接到冲洗泵或滴灌器22。消融发生器20还可以连接到附接于患者12的皮肤的返回电极15。

[0043] 如将在本文中更详细描述,装置控制器18可以用来控制来自装置14的一个或多个导电构件的能量的发射以引起消融,以及控制流体到施用器头部16的输送,以便在RF消融手术期间控制流体随后从头部16的渗出。在一些情况下,装置控制器18可以容纳在消融装置14内。消融发生器20还可以连接到附接于患者12的皮肤的返回电极15。

[0044] 如将在本文中更详细描述,在消融治疗期间,消融发生器20通常可以将RF能量(例如,射频(RF)范围(例如,350-800kHz)内的电能)提供给由装置控制器18控制的消融装置14的电极阵列。同时,还可以从头部16释放盐水。RF能量穿过患者12的血液和组织到达返回电极15,并且在该过程中,消融与电极阵列的已经被激活的部分邻近的组织区域。

[0045] 图2是消融装置14的远端部分或末端16的立体图。远末端16可以包括颈部24和从颈部24向远侧延伸的大致球体26。应该注意的是,在一些实施例中,球体26可以是大致刚性的并且可以保持默认形状。然而,在一些实施例中,球体26可以被配置成在塌缩状态与扩张状态之间转换,如将在本文中更详细描述,特别是针对图5A-5B和图6-7。例如,球体26可塌缩成相对于球体26的展开构型尺寸(例如,赤道直径)具有减小尺寸(例如,赤道直径)的输送构型。

[0046] 在一些示例中,球体26在内表面、外表面、或者外表面和内表面两者的至少一部分上包括作为层的非导电材料(例如,聚酰胺)。在其他示例中,球体26由非导电材料形成。另外或替代地,球体26的材料可以包括弹性体材料或形状记忆材料。

[0047] 在一些示例中,球体26具有约80mm或更小的直径(例如,赤道直径)。在某些实施方式中,处于展开构型中的远末端16的球体26具有2.0mm至60mm的赤道直径(例如,5mm、10mm、12mm、16mm、25mm、30mm、35mm、40mm、50mm和60mm)。基于外科手术,球体26的可塌缩性使得能够利用标准护套(例如,8F导引器护套)来递送远末端16。然而,球体26在某些手术中不必是可塌缩的,并且因此具有相对刚性的主体并保持默认形状。

[0048] 消融装置14的远末端16还包括定位在其上的电极阵列。电极阵列包括至少一个导电构件28。如图所示,电极阵列可以包括至少八个导电构件28。因此,电极阵列可以包括多个导电构件28。多个导电构件28在远末端16内、穿过通道32并沿着球体26的外表面延伸。导电构件28沿着远末端16的纵向长度延伸并且彼此径向间隔开(例如,等距地间隔开)。这些导电构件从消融发生器传输RF能量并且可以由任何适当的导电材料(例如,金属,诸如不锈钢、镍钛诺或铝)形成。在一些示例中,导电构件28是金属线。因此,为了便于描述,以下将导电构件称为“导线28”。

[0049] 如所示,一条或多条导线28可以与一条或多条其余导线28电隔离。这种电隔离能够实现消融装置14的各种操作模式。例如,可以以双极模式、单极模式或组合的双极和单极模式将消融能量提供给一条或多条导线28。在单极模式中,消融能量在消融装置14上的一条或多条导线28与返回电极15之间输送,如参照图1所描述的。在双极模式中,能量在至少两条导线28之间输送,而至少一条导线28保持中性。换句话说,至少一条导线通过不在至少一条导线28上输送能量而用作接地导线(例如,电极)。

[0050] 电极阵列还可以包括一个或多个稳定构件30,该稳定构件被配置成为多条导线28提供支撑。该一个或多个稳定构件30通常沿远末端16的表面(例如,外表面或内表面)延

伸,以便围绕球体26。在一些示例中,稳定构件30可以电连接到一条或多条导线28。在其他示例中,稳定构件30是不导电的。稳定构件30可以由适当坚硬的材料(例如金属,诸如不锈钢、镍钛诺或铝)形成。在一些实施方式中,稳定构件30可以与球体26的一部分成一体(例如,作为肋)。虽然远端末端16通常示出为具有一个或多个稳定构件,但是在一些实施方式中,远端末端16没有稳定构件。

[0051] 为了进一步帮助说明导线28和非导电球体26的布置,图4A示出了位于非导电球体26上的导线28,而图4B示出了没有非导电球体26时的消融装置的电极阵列。

[0052] 如所示,远端末端16可以分别通过电管线34和流体管线38联接到消融发生器20和/或冲洗泵22。电管线34和流体管线38中的每一个可以分别包括适配器端部36、40,其被配置为将相关管线与消融发生器20和冲洗泵22上的相应接口联接。在一些示例中,消融装置14还可以包括用户开关或接口19,该用户开关或接口可以用作装置控制器18并且因此可以与消融发生器20和消融装置14电连通,以及与冲洗泵22电连通,以便控制输送到末端16的流量。

[0053] 如将在本文中更详细描述,开关19可以向用户提供关于控制装置14的消融输出的各种选项。例如,可以用作装置控制器18的开关19可以包括定时器电路等,以使导线28能够被通电预先选择或期望的时间量。在预先选择或期望的时间量过去之后,电连接可以自动终止以停止向患者输送能量。在一些情况下,开关19可以连接到单独的导线28。例如,在一些实施例中,开关19可以被配置为控制来自消融发生器20的能量输送,使得一条或多条单独的导线或指定的导线组合被通电预先选择或期望的持续时间。

[0054] 图3A、图3B和图3C是图2的远端末端16的更详细立体图。如图2和图3A-3C所示,导线28延伸穿过远端末端16内的内腔42。例如,每条导线28进入颈部27的内腔42并且在穿过在远端末端的最远部分处的中心通道32或多个近端端口44中的一个离开远端末端之前延伸穿过远端末端部分16。在一些示例中,延伸穿过远端末端16的壁的多个远端端口46围绕通道32定位。多个近端端口44也可以延伸穿过远端末端16的壁。这些近端端口44可以围绕远端末端16定位,非常靠近(例如,在至少5mm内,在至少3mm内,在至少1mm内,在0.5mm内,在0.4mm内或在0.2mm内)远端末端16的球体26和颈部24之间的接合处。在一些情况下,近端端口44和远端端口46的数量等于导线28的数量。

[0055] 在一些示例中,每条导线28可以延伸穿过不同的远端端口46,这允许导线28保持彼此电隔离。在其他示例中,一条或多条导线可以延伸穿过相同的远端端口46。

[0056] 在穿过远端端口46之后,每条导线28可以沿着远端末端16的外表面延伸。在一些示例中,导线28沿着外表面延伸的长度为球体26的长度的至少20%(例如,至少50%、60%、75%、85%、90%或99%)。然后,导线28可以穿过相应的近端端口44再次进入远端末端16的内腔42。例如,如图3C所示,导线28(1)穿过远端端口46(1),沿远端末端16的外表面的长度延伸,并穿过相关联的近端端口44(1)进入远端末端16的内腔42,而导线28(2)与导线28(1)电隔离,因为它相应地穿过相关联的近端端口44(2)和远端端口46(2)。

[0057] 在一些示例中,每条导线28可以延伸穿过不同的相关联的近端端口44,这允许导线28保持彼此电隔离。在其他示例中,一条或多条导线可以延伸穿过相同的近端端口。而且,如将在本文中更详细描述,特别是参照图18A-18B和图19A-19B中示出的装置14a,单条导线可以延伸穿过多个近端端口和远端端口。

[0058] 在一些实施例中,球体26可被配置成在塌缩状态与扩张状态之间转变,这可以允许外科医生将远端部分26引入到身体的某些区域,这些区域可能具有减小的开口并且在球体处于默认形状时可能难以接近。图5A是消融装置14的可展开远端部分26的一个实施例的侧视图,图5B是横截面图,示出了远端部分26从输送构型转变成展开构型。

[0059] 如所示,当处于输送构型时,球体26通常可以具有长球体形状,从而相对于展开构型尺寸(例如,赤道直径)具有减小的尺寸(例如,赤道直径)。在一些实施例中,球体26可以被配置为通过操纵一条或多条导线而在输送构型与展开构型之间转变。例如,如图5B所示,至少一条导线28可以被配置成沿着远端末端16的纵向轴线轴向平移,这继而可以在远端末端16的至少一个区域上施加作用力,这导致或部分地导致球体26在输送构型与展开构型之间转变或变形。例如,导线28沿着轴向方向的轴向平移在远端末端16上施加作用力,这导致球体26呈现用于展开的更加球形的构型。换句话说,使导线28轴向平移导致球体26从其中球体26呈现长球形的输送构型转变为其中球体26呈现扁球形的展开构型。

[0060] 图6示出了将远端部分16展开成展开构型的方法,用于将RF能量输送至目标部位以消融边缘组织。如所示,消融装置14的导管轴17可以可选地包括连接到导管轴上的可接近的旋钮或控制机构的专用控制线。在该示例中,一个或多个控制线或其他部件可以联接到导线,以控制远端末端105从导管轴107的缩回和扩张(例如,通过沿方向48推动以及沿着方向50拉动)。此外,其他部件(例如,用于电联接导电元件和RF发生器的电线)也可以容纳在消融装置14的导管轴17的至少一个内腔内。

[0061] 在一些实施方式中,导管轴17可以被配置为适于手动操纵的手柄。在一些示例中,导管轴17另外或替代地被配置为连接到手术机器人和/或与之配合,例如可从加利福尼亚州桑尼维尔的Intuitive Surgical公司获得的Da Vinci®手术机器人。导管轴17可以被配置成通过形状锁定或其他类型的展开和悬挂系统保持在适当位置,该展开和悬挂系统锚定到患者床并且在消融或其他手术进行时将装置保持在适当位置,从而消除了用户在治疗期间手动保持装置的需要。

[0062] 图7是图5A和图5B的可展开远端部分的横截面图,示出了在远端部分26的内部腔室内包含内部气囊构件。内部气囊被配置为从流体源接收流体并由此扩张,这继而导致远端部分从输送构型转变成展开构型,并且通过使流体渗过远端部分壁上的一个或多个穿孔(例如,远端端口46)进一步将流体供应到远端部分的外表面,以形成具有电极阵列的虚拟电极布置。例如,内部气囊可以在气囊壁中包括多个穿孔、孔或微孔,以便当气囊胀大时允许设置在气囊内的流体(例如,盐水)从气囊穿过或渗出。穿孔的尺寸、形状和/或布置可以以如下方式设计,以允许一定体积的流体从气囊的内部体积进入远端部分26的内部腔室,然后穿过形成在远端部分壁中的一个或多个穿孔、孔或微孔,并以受控速率到达末端的外表面,从而允许气囊保持胀大并维持其形状。

[0063] 图8是根据本公开的消融装置14的分解图。如所示,在一些实施方式中,消融装置14,特别是远端末端16,可以由配置成彼此联接以形成单个远端末端16的两个或更多个构件(末端半部16a和16b)形成。每个半部16a和16b包括配合的颈部24a、24b和球体26a、26b,以及联接至两个半部16a和16b的盖52,从而完全地封闭远端末端16的内部。如进一步所示,电管线34可以被提供用于将导线28联接到控制器18和消融发生器20,并且流体管线38可以被提供用于在冲洗泵或滴灌器22与远端末端16之间提供流体连接,以便向末端16提供导电

流体(例如,盐水)。电管线34和/或流体输送管线38可以由装置内腔内的稳定元件62支撑。在一些情况下,稳定元件62可以与远端末端16的颈部24成一体。

[0064] 如前所述,在导电构件通过另一端口(例如,近端端口46)再次进入远端末端16的内腔之前,导电构件28延伸穿过第一端口(例如,远端端口44),沿球体26的外表面(例如,在凹槽47内)延伸。诸如盐水的导电流体可以通过流体管线38提供给远端末端16,其中盐水可以通过端口分配(例如,分配到远端端口44、近端端口46和/或中间端口45)。通过端口渗出并到达远端末端16的外表面的盐水能够携带来自电极阵列的电流,使得借助于从端口渗出的盐水促进能量从电极阵列到组织,从而产生虚拟电极。因此,在流体通过端口渗出时,在远端末端16的外表面上形成流体的池或薄膜,并且该池或薄膜被配置为通过从电极阵列携带的电流来消融周围组织。

[0065] 如所示,消融装置14还可以包括与流体输送管线38对齐并定位在形成于两个半部16a、16b之间的内部腔室内的亲水性插入件54。亲水性插入件40被配置成通过例如克服重力芯吸盐水来将从流体管线38输送的流体(例如,盐水)分配通过远端末端16。这种芯吸作用改善了向装置端口(例如,向近端端口44、远端端口46和/或中间端口45)分配盐水的均匀性。亲水性插入件40可以由亲水性泡沫材料(例如,亲水性聚氨酯)形成。

[0066] 如图9所示,例如,导线28在亲水性插入件40的内腔64内穿过并沿着其外表面。类似于导线28,穿过亲水性插入件54的导线28也电连接到消融发生器20。在一些实施例中,导电构件28还被配置成将亲水性插入件40从输送构型展开到展开构型(例如,如图所示的展开)。例如,在使用过程中,导电构件28也可以使亲水性插入件40收缩或扩张以根据需要改变盐水流量。例如,控制管线58可以在末端16的内腔内穿过,并且可以与其他控制线(未示出)一起组成与流体输送管线38并排地延伸穿过装置内腔的控制线56。控制线58可以通过导电连接件60连接到导电构件28。

[0067] 图10A-10E是图1的消融装置的远端末端的立体图,示出了各种电极阵列构型。另外,尽管已经将导线28描述为沿着远端末端16的外表面在与装置的纵向轴线平行的方向上延伸(如图10A中的导线28a的纵向构型中所示),但其他构型也是可行的。例如,一条或多条导线28b可沿着远端末端16的外表面在与装置的纵向轴线垂直的方向上延伸(如图10B中的周向构型中所示)。在其他示例中,一条或多条导线28c可沿着远端末端16的外表面以一定角度延伸(例如,与装置的纵向轴线不平行),如图10C中的成角度构型中所示。一条或多条导线28d、28e和28f也可以沿着外表面形成图案,其中导线在各个方向上延伸,如图10D中的组合构型中所示。另外地或替代地,一条或多条导线28g可以以外表面的减小的长度延伸,如图10E中的替代构型。

[0068] 虽然已经大体上描述了各种导线28,使得单独的导电构件被通电或者导电构件的期望组合被通电预先选择或期望的持续时间,但是在一些情况下,导电构件的期望组合可以基于远端末端16的期望接触区域。

[0069] 图11是图1的消融装置14的远端末端16的侧视图,包括若干临床轴线或侧面。每个临床轴线或侧面包括一个或多个独立连接的电极,这能够实现差分功能和电流独立驱动和/或测量。例如,参考图11,远端末端16可以被分成临床轴线或侧面66、68、70、72、74和75(未示出)。换句话说,远端末端16可以包括远端部分的六个临床轴线或侧面(例如,围绕球体的四个侧面或象限70、72、74和75,以及顶部轴线/侧面66和底部轴线/侧面68)。

[0070] 图12A-12D是施用装置的远端末端的侧视图和立体图,示出了图9的不同临床轴线或侧面。如图12A-12D所示,每个临床轴线可以包括多条独立连接的导线。例如,临床轴线/侧面66可以包括三条独立连接的导线76,临床轴线/侧面68可以包括三条独立连接的导线78,临床轴线/侧面70可以包括三条独立控制的导线80,临床轴线/侧面72可以包括三条独立连接的导线82,临床轴线/侧面74可以包括三条独立控制的导线84,并且临床轴线/侧面75可以包括三条独立控制的导线86。每个临床轴线或侧面内的独立连接的导线允许实现差分功能和独立的能量输送和/或测量。尽管图12A-12D对于每个临床轴线或侧面大体上示出了三条导线,但其他组合也是可行的。例如,每个临床轴线或侧面可以包括从一条导线到十个或更多个导电构件的导线的组合。

[0071] 图13和图14分别是根据本公开的装置控制器19的一个实施例的立体图和分解立体图。如所示,控制器19可以包括用于在其内容纳PC板90的第一半部或外壳88a和第二半部或外壳88b,PC板90包括用于在消融手术期间控制装置14的各种参数的电路和硬件。控制器19还包括显示器92,诸如LCD或LED显示器,用于提供与装置14相关联的一个或多个参数的视觉表示,包括但不限于装置状态(例如,电源开启/关闭、消融开启/关闭、流体输送开启/关闭)以及与RF消融相关联的一个或多个参数(例如,能量输出、经过的时间、计时器、温度、电导率等)。控制器19还可以包括固定在PC板92上并且被配置为提供用户输入(借助于按钮或其它控制)的顶部膜94,用户(例如,外科医生或医疗专业人员)利用该顶部膜可以与设置在显示器92上的用户界面进行交互。控制器19可以被配置为至少控制从消融发生器20施加到一条或多条导线28的电流以及从冲洗泵/滴灌器22输送到装置14的流量。

[0072] 图15是根据本公开的消融装置14a的另一个实施例的分解立体图。装置14a与图8中的装置14类似地配置,并且包括类似的元件。例如,装置14a包括远末端16,其由被配置成彼此联接以形成单个远末端16的两个或更多个构件(末端半部16a和16b)而形成。每个半部16a和16b包括配合的颈部24a、24b和球体26a、26b,以及联接至两个半部16a和16b的盖52,从而完全地封闭远末端16的内部。如进一步所示,电管线34可以被提供用于将导线28联接到控制器18和消融发生器20,并且流体管线38可以被提供用于在冲洗泵或滴灌器22与远末端16之间提供流体连接,以便向末端16提供导电液体(例如,盐水)。电管线34和/或流体输送管线38可以由装置内腔内的稳定元件62支撑。在一些情况下,稳定元件62可以与远末端16的颈部24成一体。

[0073] 装置14a被配置成通过虚拟电极布置提供RF消融,这包括沿着远末端16的外表面分配流体,并且在电极阵列激活时,流体可以携带或以其他方式促进从电极阵列发射的能量到周围组织。例如,非导电球体26包括内部腔室(当第一半部26a和第二半部26b彼此联接时),用于保持至少一个间隔构件96(本文中也称为“间隔球”)和围绕间隔构件96的一个或多个亲水性插入件98a、98b。远末端16的内部腔室被配置成从流体源接收流体(例如,盐水)并将流体(例如,盐水)保持在其中。亲水性插入件98a、98b被配置为通过克服重力芯吸盐水来接收流体并均匀地分配流体通过远末端16。亲水性插入件98a和98b可以由亲水泡沫材料(例如亲水聚氨酯)形成。

[0074] 如前所述,远末端16通常可以包括多个端口或孔口,这些端口或孔口被配置为允许流体穿过端口或孔口或渗出,从内部腔室到远末端16的外表面。因此,在一些实施例中,全部端口(例如,近端端口44、中间端口45和远端端口46)可以被配置成允许流体从插入

件98a、98b通过到达远端末端16的外表面。然而,在一些实施例中,仅中间端口45可以允许流体通过,而近端端口44和远端端口46可以通过热收缩或其他闭塞材料而被阻塞。

[0075] 间隔构件96可以由非导电材料形成,并且形状和尺寸可以设计为保持亲水性插入件98a、98b与远端末端壁的内表面充分接触,并且特别地与一个或多个端口接触,使得亲水性插入件98a、98b提供盐水到端口的均匀分配。在一些实施例中,间隔构件96可具有大致球形的主体,对应于球体26的腔室的内部轮廓。

[0076] 因此,在将远端末端16定位在目标部位(例如,待消融的组织空腔)内时,电极阵列可以被激活并且可以开始流体输送。通过端口渗出到远端末端的外表面的流体能够携带来自电极阵列的能量,从而形成虚拟电极。因此,当流体渗过端口时,在远端部分的外表面上形成流体的池或薄膜,并且该池或薄膜被配置为通过从电极阵列携带的RF能量来消融周围组织。

[0077] 如前所述,在通过另一端口(例如,近端端口46)再次进入远端末端16的内腔之前,导线28可以大体上延伸通过第一端口(例如,远端端口44),沿着球体26的外表面延伸。图16、17、18A-18B和19A-19B示出了导线28的另一种布置,其中设置有至少四条不同的导线,其中两条用作供应电极而另外两条用作返回电极。四条不同导线中的每条大体上穿过至少两个不同的近端端口和两个不同的远端端口,同时保持彼此隔离。图16是消融装置14a的平面图,示出了装置末端的彼此分开的两个半部16a、16b并且示出了每个半部的外表面,而图17示出了每个半部的内表面。

[0078] 图18A和18B是装置14a的第一半部16a的球体的放大图,分别示出了外表面和内表面,并进一步部分地以虚影形式示出了延伸穿过球体26a的近端端口44和远端端口46的第一导线28(1)和第二导线28(2)的特定布置。下面对第一导线28(1)和第二导线28(2)的描述提供了每条导线的总体路径,包括通过端口的通道和沿着末端16的内表面和外表面的长度的延伸部。在所示实施例中,第一导线28(1)可以用作返回电极,而第二导线28(2)可以用作供应电极。

[0079] 如所示,第一导线28(1)在末端16a的内腔内延伸并且穿过近端端口44(1),沿着球体26a的外表面朝向远端端口(大致平行于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(1),沿着球体26a的内表面朝向相邻的远端端口(大致横向于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(2),沿着球体26a的外表面朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(2),沿着球体26a的内表面朝向相邻的近端端口延伸,穿过近端端口44(5),沿着球体的外表面朝向远端端口往回延伸,穿过远端端口46(5),沿着球体26a的内表面朝向相邻的远端端口延伸,穿过远端端口46(6),沿着球体26a的外表面朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(6),并且往回延伸通过末端16a的内腔。因此,第一导线28(1)具有沿着球体26a的外表面延伸的至少四个部分。

[0080] 第二导线28(2)在末端16a的内腔内延伸并穿过远端端口44(3),沿着球体26a的外表面朝向远端端口(大致平行于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(3),沿着球体26a的内表面朝向相邻的远端端口(大致横向于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(4),沿着球体26a的外表面延伸朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(4),并且往回延伸通过末端16a的内腔。因此,第二导线28(2)具有沿着球体26a的外表面延伸的至少两个部分。

[0081] 图19A和18B是装置14a的第二半部16b的球体的放大图,分别示出了外表面和内表

面,并进一步示出了延伸穿过球体26b的近端端口和远端端口的第三导线28(3)和第四导线28(4)的特定布置。下面对第三导线28(3)和第四导线28(4)的描述提供了每条导线的总体路径,包括通过端口的通道和沿着末端16的内表面和外表面的长度的延伸部。在所示实施例中,第三导线28(3)可以用作返回电极,而第二导线28(4)可以用作供应电极。

[0082] 如所示,第三导线28(3)在末端16a的内腔内延伸并且穿过近端端口44(9),沿着球体26b的外表面朝向远端端口(大致平行于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(9),沿着球体26b的内表面朝向相邻的远端端口(大致横向于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(10),沿着球体26b的外表面朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(10),并且往回延伸通过末端16a的内腔。因此,第三导线28(3)具有沿着球体26b的外表面延伸的至少两个部分。

[0083] 第四导线28(4)在末端16b的内腔内延伸并且穿过近端端口44(7),沿着球体26b的外表面朝向远端端口(大致平行于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(7),沿着球体26b的内表面朝向相邻的远端端口(大致横向于装置的纵向轴线)延伸,穿过远端端口46(8),沿着球体26b的外表面朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(8),沿着球体26b的内表面朝向相邻的近端端口延伸,穿过近端端口44(11),沿着球体26b的外表面朝向远端端口往回延伸,穿过远端端口46(11),沿着球体26b的内表面朝向相邻的远端端口延伸,穿过远端端口46(12),沿着球体26b的外表面朝向近端端口往回延伸,穿过近端端口44(12),并且往回延伸通过末端16a的内腔。因此,第四导线28(4)具有沿着球体26b的外表面延伸的至少四个部分。

[0084] 此外,四条导线28(1)-28(4)中的每条保持彼此电隔离和独立,使得每一条导线或一组或多组导线的组合能够独立地接收来自消融发生器的电流并独立地传导能量,该能量包括RF能量。这允许将能量选择性地输送到指定的导线或导线的组合。这种设计使得消融装置能够以双极模式工作,这是因为第一导线(或导线的组合)可通过其与消融发生器的电连接将能量输送至周围组织,而第二导线(或导线的组合)可以用作接地或中性导电构件。

[0085] 每条导线或每组导线的独立控制允许激活(例如,发射RF能量)电极阵列的相应部分。例如,电极阵列可以被划分成可以与装置的远端部分的临床轴线或侧面对应的特定部分。在一个实施例中,电极阵列可以包括与远端部分的四个临床轴线或侧面(例如,围绕球体的四个侧面或象限)对应的至少四个不同部分(即,单独或成组的导线)。

[0086] 图20是消融装置14a的示意图,示出了流体从由控制器19控制的冲洗泵22输送到远端末端16的内部腔室内的亲水性插入件98a、98b,其中流体可随后被分配到球体26的外表面,从而在激活电极阵列的一个或多个部分时产生虚拟电极布置。如所示,盐水可以至少通过中间端口45分配,使得渗出的盐水能够携带来自电极阵列的电流,使得能量从电极阵列借助于从端口渗出的盐水输送到组织,从而产生虚拟电极。因此,在流体通过中间端口渗出时,在球体26的外表面上形成流体的池或薄膜,并且该池或薄膜被配置为通过从电极阵列携带的电流来消融周围组织。

[0087] 图21和图22是可拆卸支架100的立体图和平面图,其用于将温度探针102(或任何其他单独的监测装置)相对于消融装置14的远端末端的球体26保持并维持在期望位置,如箭头106所示。特别地,支架100允许操作者(例如,外科医生)将温度探针102或其他测量装置可释放地联接到消融装置14a并将探针102的工作端104进一步定位成紧邻球体2,用于在

RF消融手术期间收集温度数据。

[0088] 如本文中前面所述,控制器18、19可以被配置为向外科医生提供控制消融的能力,诸如控制向一条或多条导线的电力供应以及控制向装置末端16的流体输送。此外,控制器18、19可以提供装置状态(例如,电源开启/关闭、消融开启/关闭、流体输送开启/关闭)以及 与RF消融相关联的一个或多个参数(例如,能量输出、经过的时间、计时器、温度、电导率等)。因此,在一些情况下,在消融手术期间以及在消融前和消融后至少监测邻近装置末端16的温度可能是重要的,因为温度可以指示正在或打算被消融的周围组织的状态。此外,监测距装置末端14一定距离处以及在一定角度处的温度可能是重要的。当前的装置可以包括集成到装置中的热电偶机构。然而,这种配置缺乏相对于消融末端以特定距离和角度获得温度测量的能力。支架100被配置为向外科医生提供与温度探针相对于装置末端16定位的角度以及距装置末端16一定距离邻近的能力,由此克服集成热电偶的缺点。

[0089] 如所示,支架100通常包括具有第一端108的主体,该第一端被配置成借助于夹紧机构或插销式接合而至少可释放地联接到装置14的近端。第一端108包括顶部防护构件110,该顶部防护构件被配置成至少部分地封闭装置14的近端,以进一步增强支架100到装置14的固定。支架100还包括臂构件112,该臂构件从第一端108延伸并提供定位成距第一端108一定距离的第二端114。第二端114被配置成将温度探针102保持在期望位置,包括距球体26期望距离和相对于消融装置的纵向轴线成期望角度 θ 。例如,在一个实施例中,第二端114可以包括孔或通道,该孔或通道被配置成在其内接收并保持温度探针102的一部分。第二端114可以进一步允许温度探针102沿孔或通道平移,如箭头116所示,从而调节温度探针末端104相对于装置末端的球体的距离。在一些实施例中,臂112和/或第二端114可以相对于彼此和/或第一端108铰接。因此,温度探针102的角度也可以根据需要进行调节。

[0090] 因此,组织消融装置,特别是本文所述的施用器头部,可能非常适合于治疗中空体腔,诸如乳房组织中的由乳房肿瘤切除术手术产生的空腔。本公开的装置、系统和方法可以帮助确保局部环境中的所有微观疾病已经得到治疗。在治疗有复发倾向的肿瘤时尤其如此。

[0091] 如在本文任何实施例中所使用的,术语“控制器”、“模块”、“子系统”等可以涉及被配置为执行任何前述操作的软件、固件和/或电路。软件可以体现为记录在非暂时性计算机可读存储介质上的软件包、代码、指令、指令集和/或数据。固件可以体现为存储装置中的硬编码的(例如,非易失性)代码、指令或指令集和/或数据。如在本文的任何实施例中所使用的,“电路”可以包括例如单独地或以任何组合形式的硬连线电路、可编程电路(诸如包括一个或多个单独指令处理核心的计算机处理器)、状态机电路和/或存储由可编程电路执行的指令的固件。控制器或子系统可共同地或单独地体现为形成较大系统的一部分的电路,例如集成电路(IC)、芯片上系统(SoC)、台式计算机、膝上型计算机、平板电脑、服务器、智能手机等。

[0092] 本文描述的任何操作可以在包括一个或多个存储介质的系统中实现,该存储介质单独地或组合地在系统上存储指令,这些指令在由一个或多个处理器执行时执行该方法。这里,处理器可以包括例如服务器CPU、移动设备CPU和/或其他可编程电路。

[0093] 而且,意图在于本文描述的操作可以分布在多个物理装置上,诸如处于多于一个的不同物理位置的处理结构。存储介质可以包括任何类型的有形介质,例如任何类型的盘

(包括硬盘、软盘、光盘、光盘只读存储器 (CD-ROMs)、可重写光盘 (CD-RWs)) 和磁光盘)、诸如只读存储器 (ROMs) 之类的半导体装置、诸如动态和静态RAM之类的随机存取存储器 (RAMs)、可擦除可编程只读存储器 (EPROMs)、电可擦除可编程只读存储器 (EEPROMs)、闪存、固态硬盘 (SSDs)、磁卡或光卡,或适合存储电子指令的任何类型的介质。其他实施例可以作为由可编程控制装置执行的软件模块实现。存储介质可以是非暂时性的。

[0094] 如本文所述,可以使用硬件元件、软件元件或其任何组合来实现各个实施例。硬件元件的示例可以包括处理器、微处理器、电路、电路元件(例如晶体管、电阻器、电容器、电感器等)、集成电路、专用集成电路 (ASIC)、可编程逻辑器件 (PLD)、数字信号处理器 (DSP)、现场可编程门阵列 (FPGA)、逻辑门、寄存器、半导体器件、芯片、微芯片、芯片组等。

[0095] 贯穿本说明书涉及的“一个实施例”或“实施例”表示结合该实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在至少一个实施例中。因此,贯穿本说明书在各个地方出现的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定都涉及相同的实施例。此外,特定特征、结构或特性可以以任何合适的方式组合在一个或多个实施例中。

[0096] 本文使用的术语和表达用作描述性术语而不是限制性术语,并且在使用这些术语和表达时,不打算排除所示出和描述的特征(或其部分)的任何等同物,并且认识到在权利要求的范围内可以进行各种修改。因此,权利要求旨在涵盖所有这些等同物。

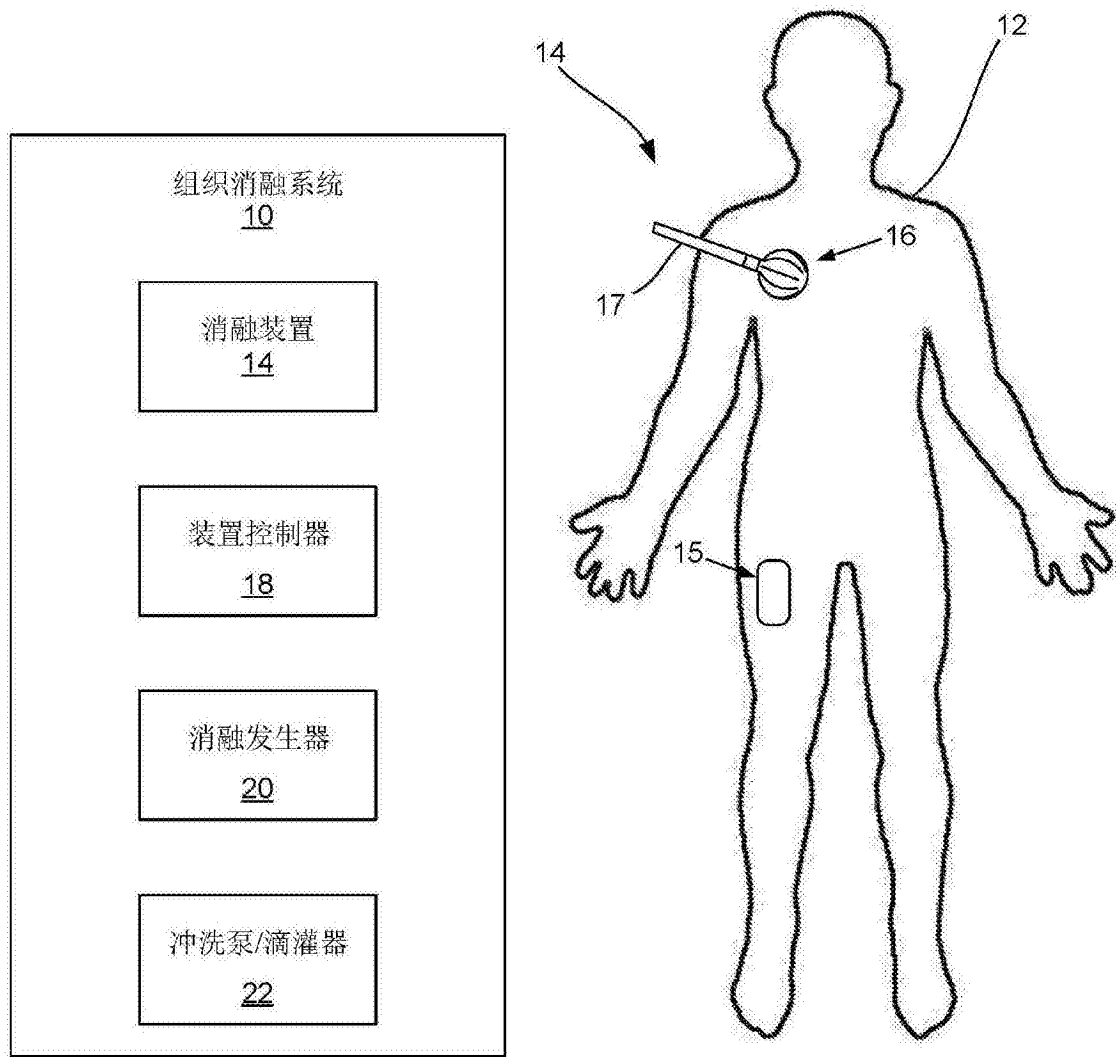


图1

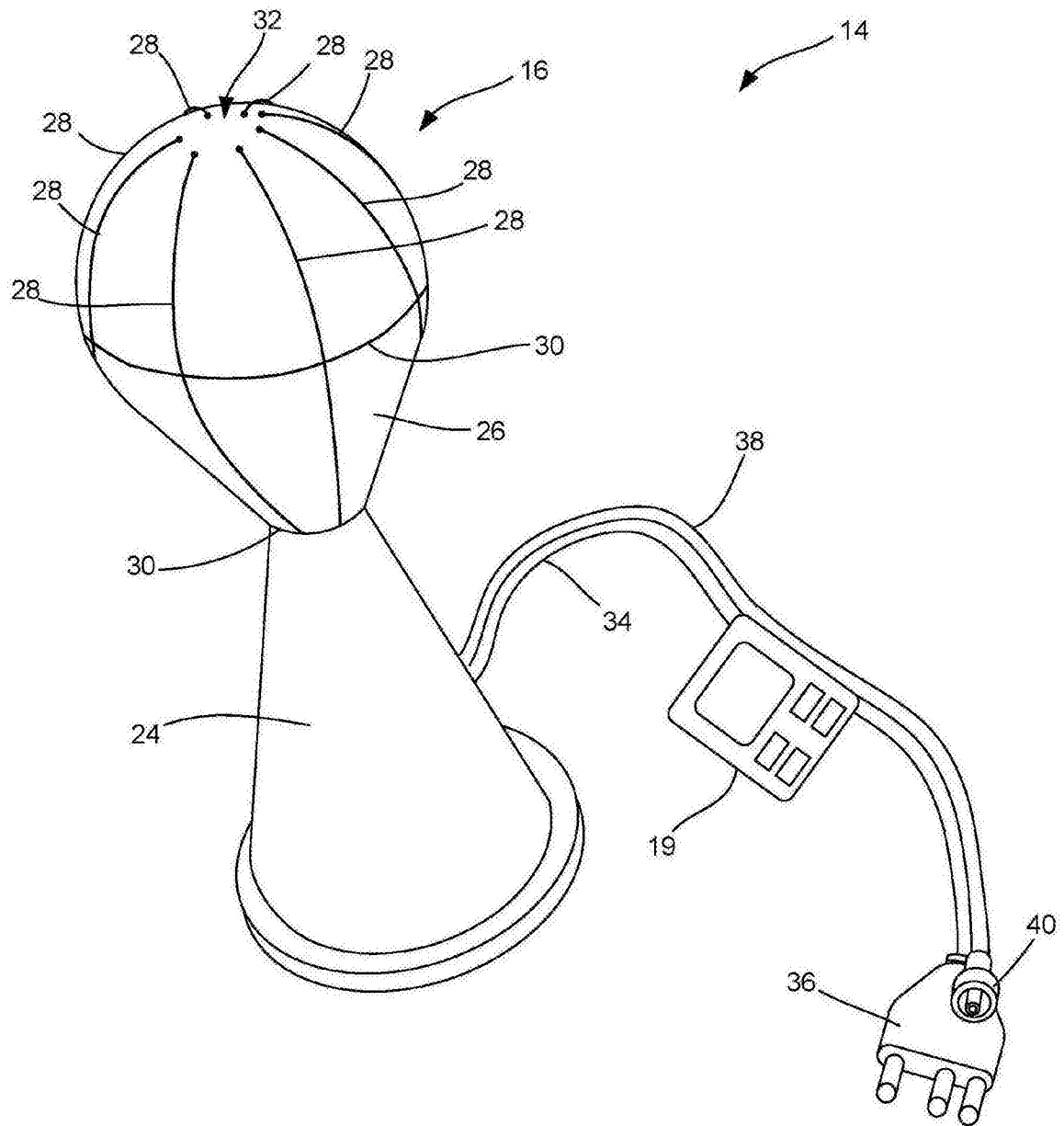


图2

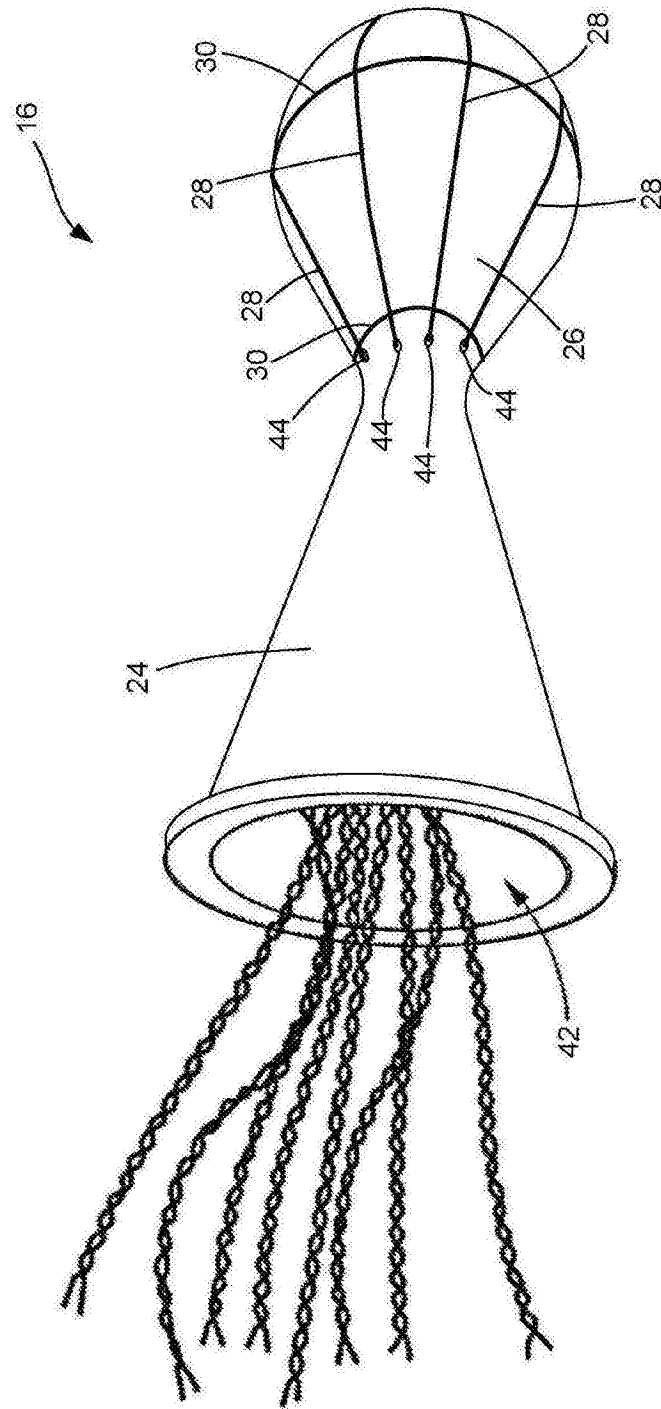


图3A

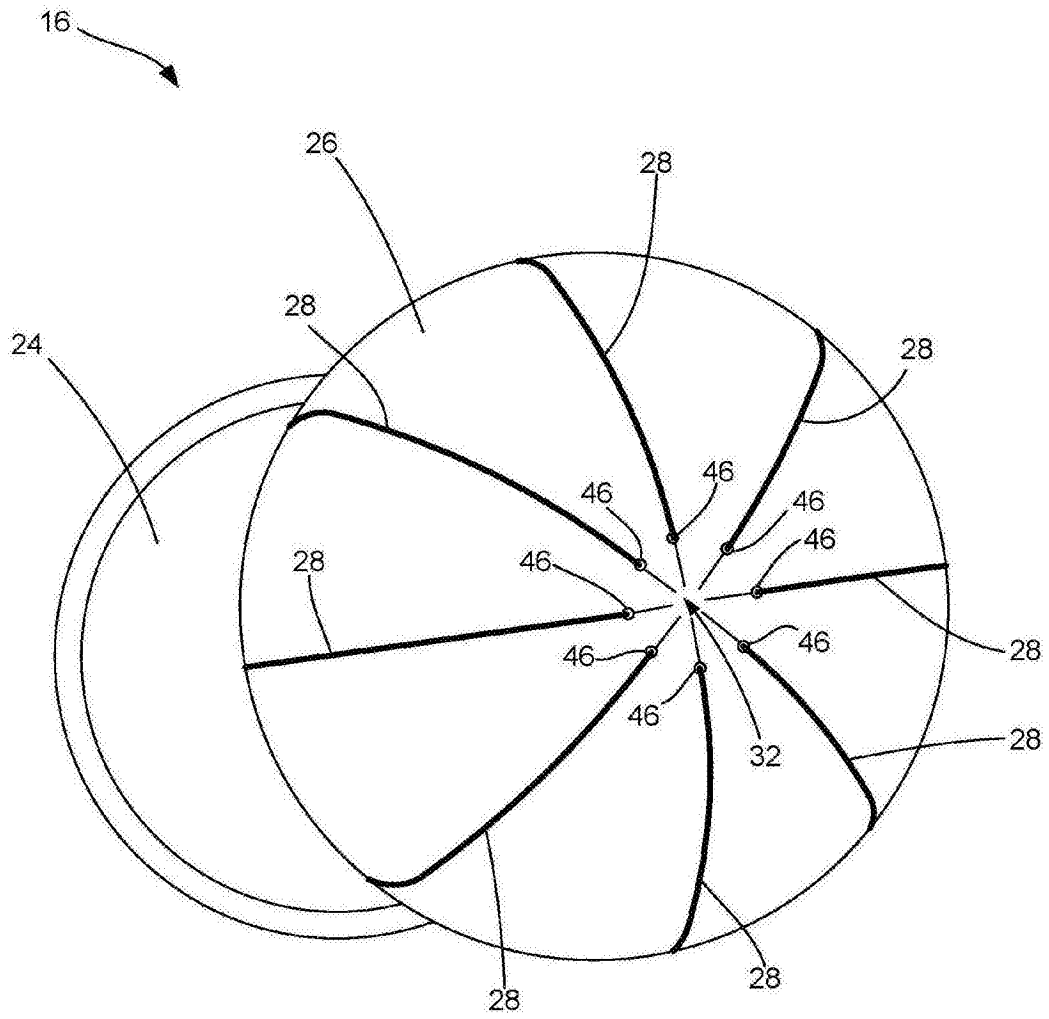


图3B

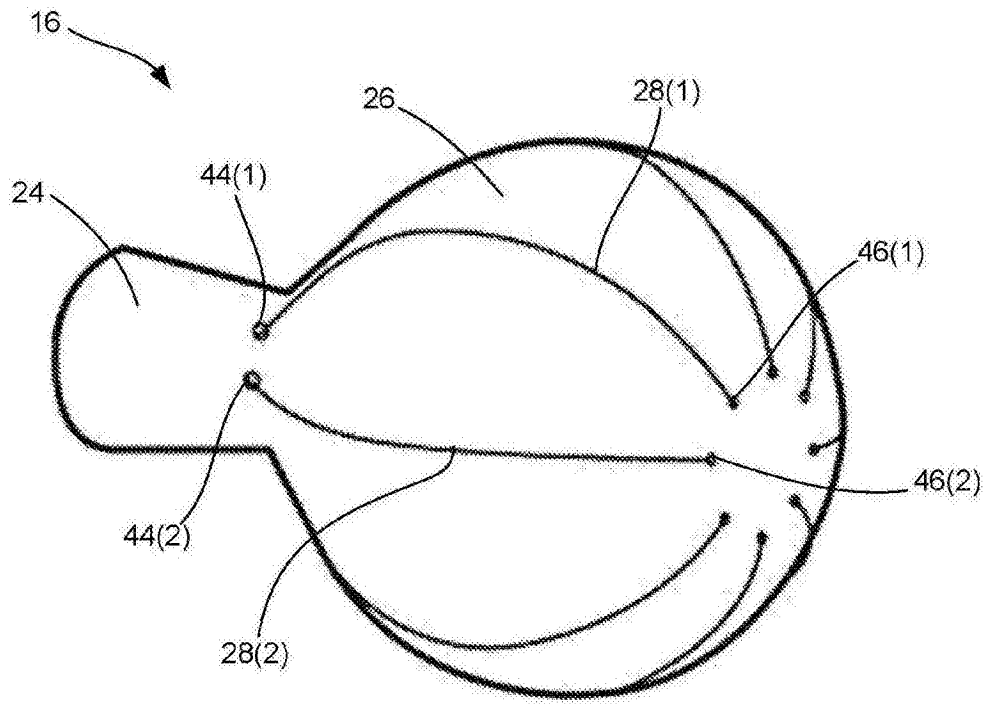


图3C

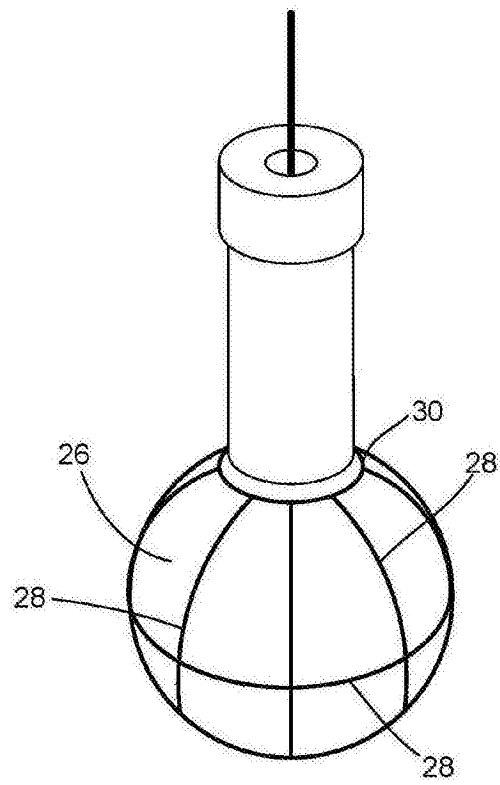


图4A

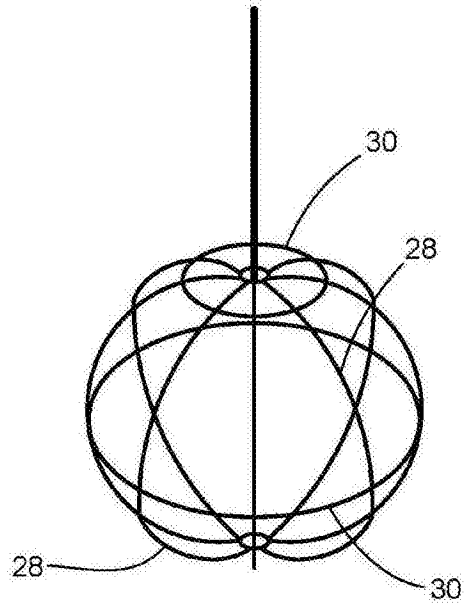


图4B

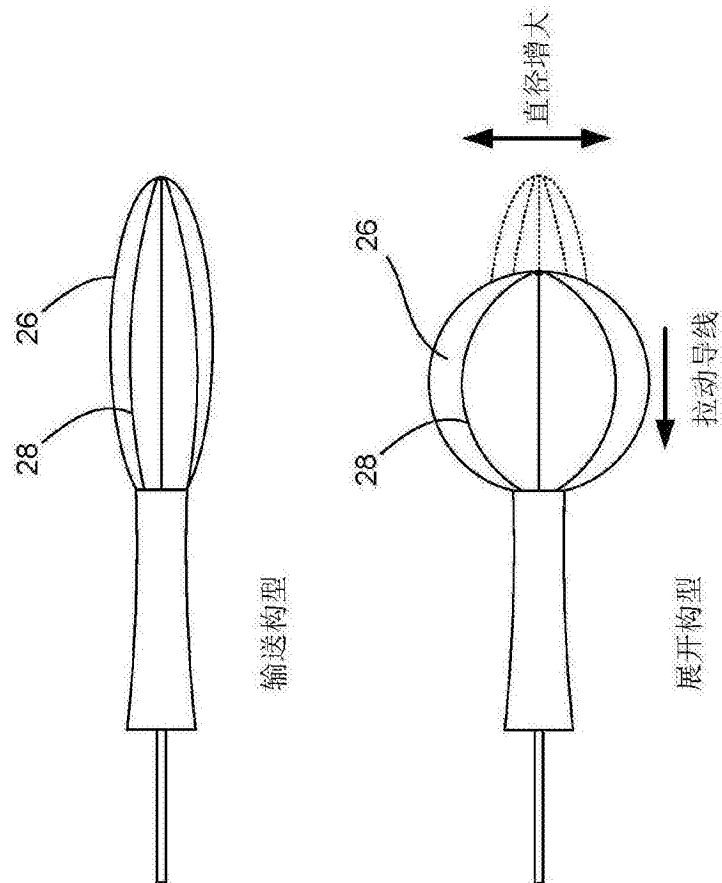


图5A

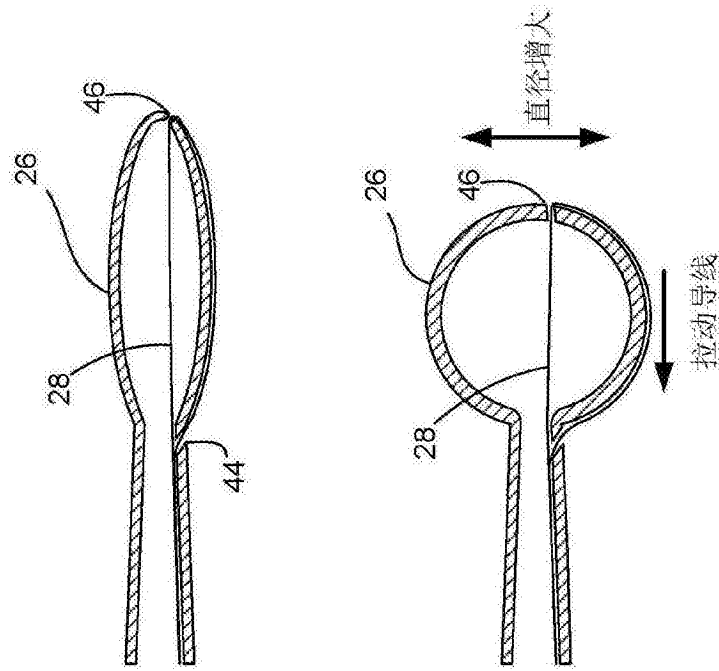


图5B

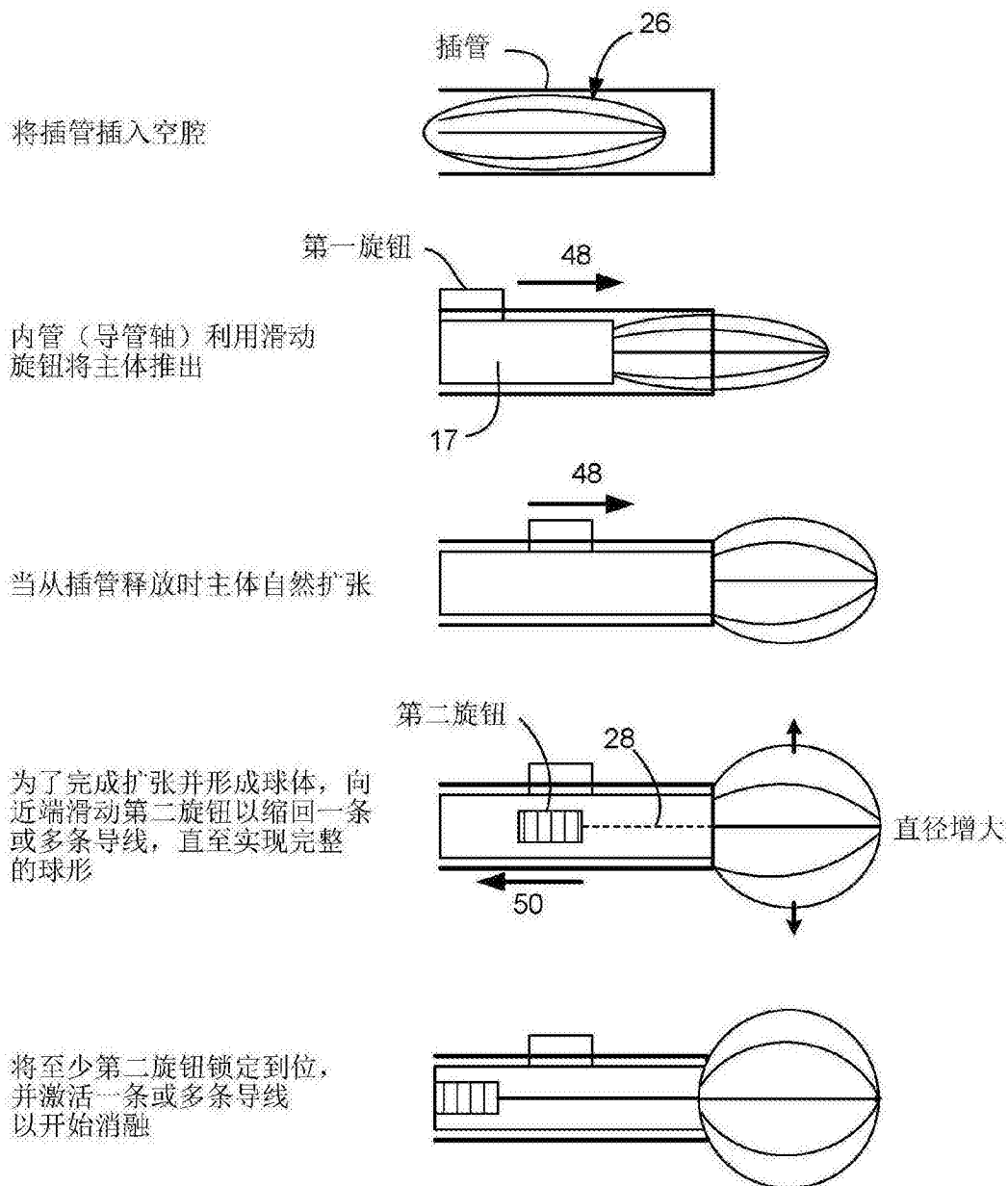


图6

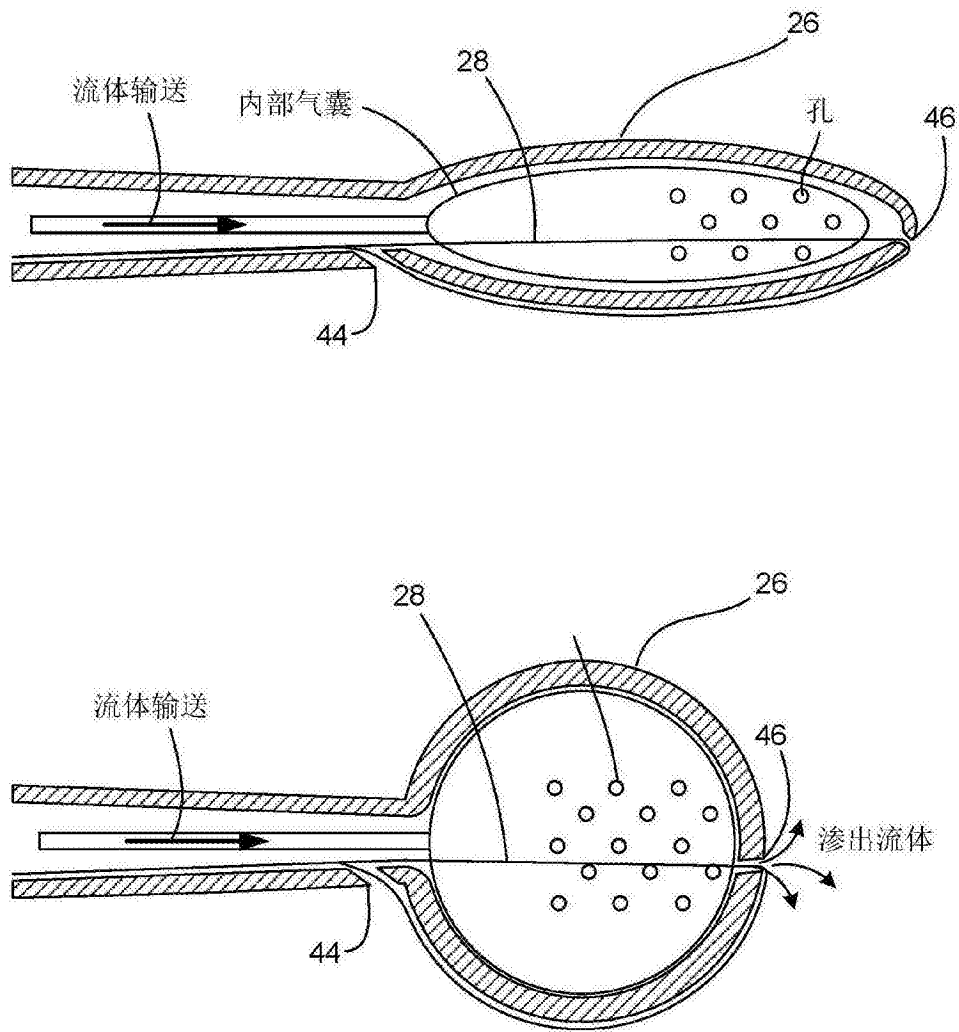


图7

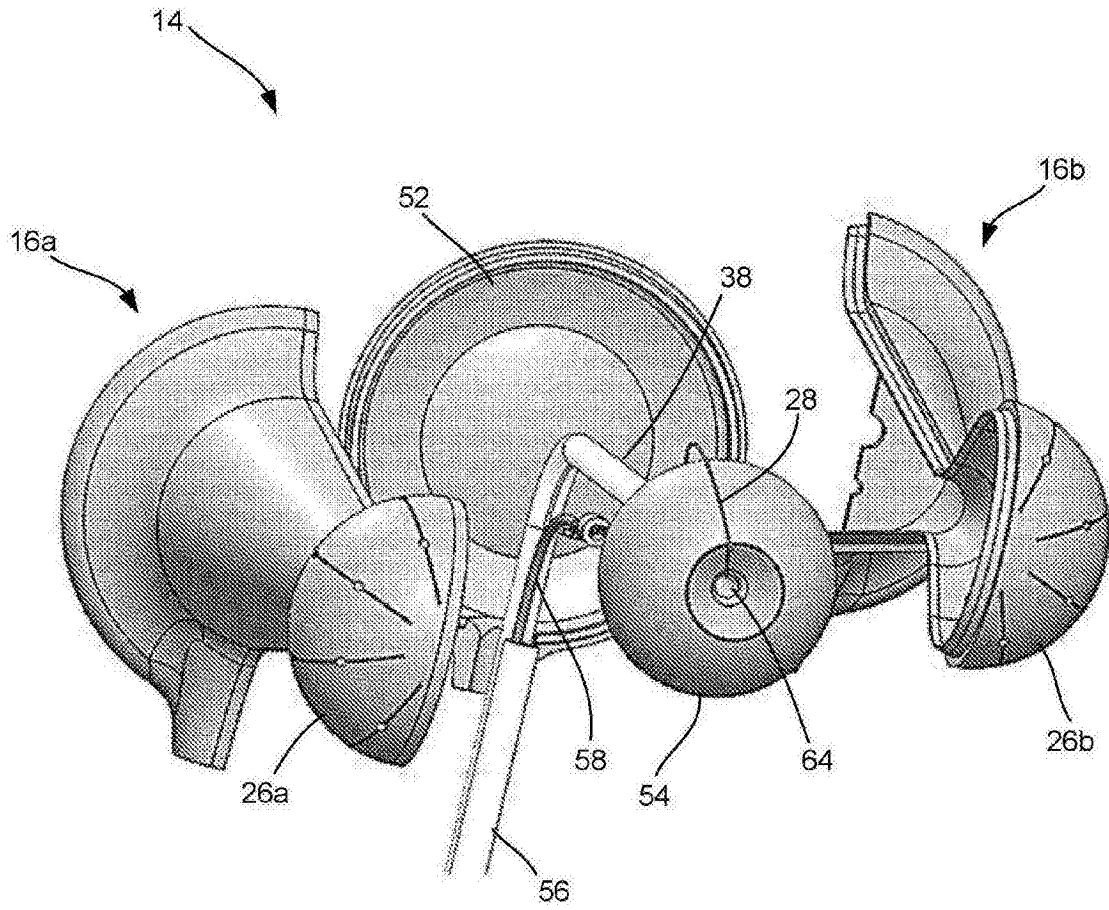


图9

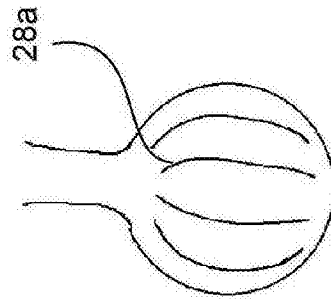
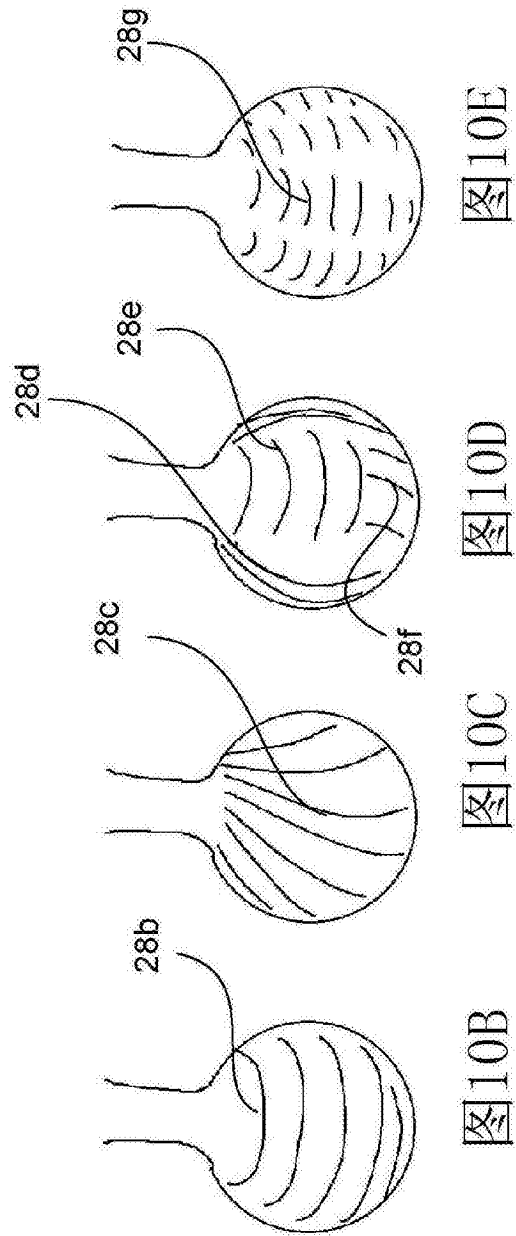


图10A



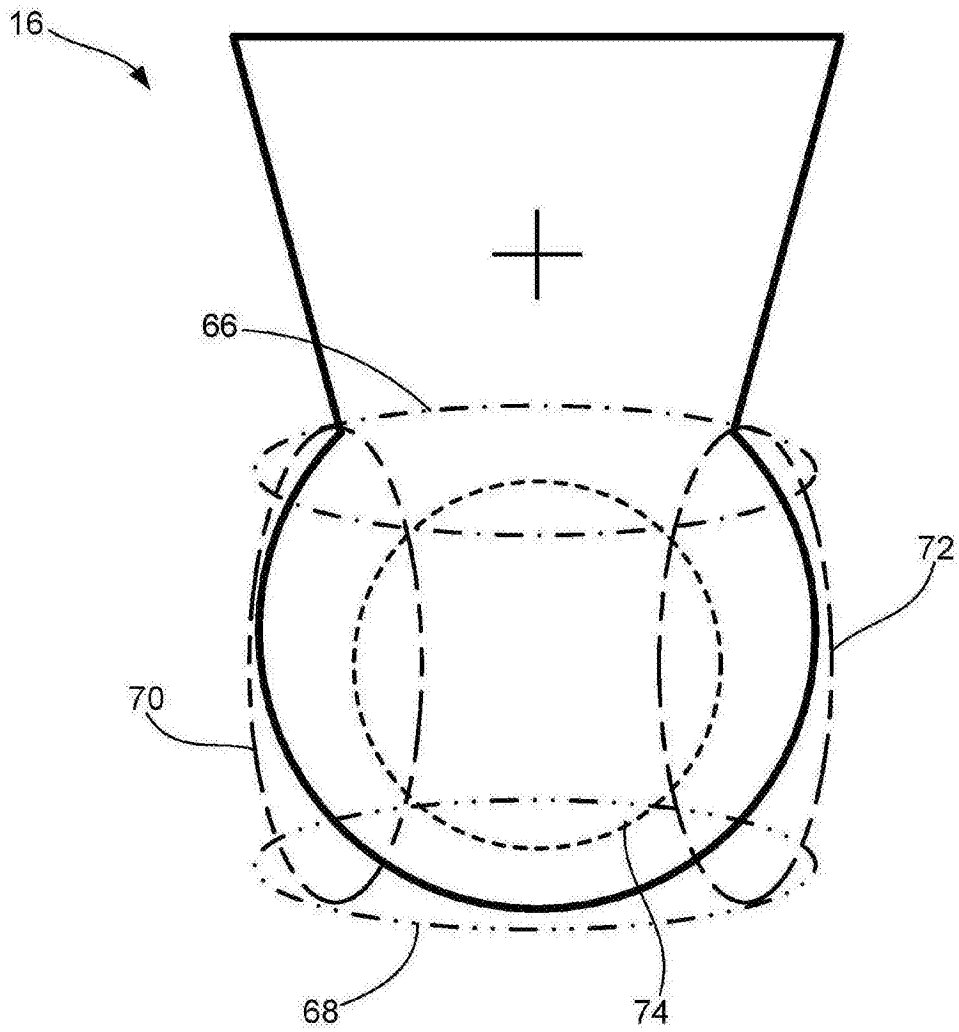


图11

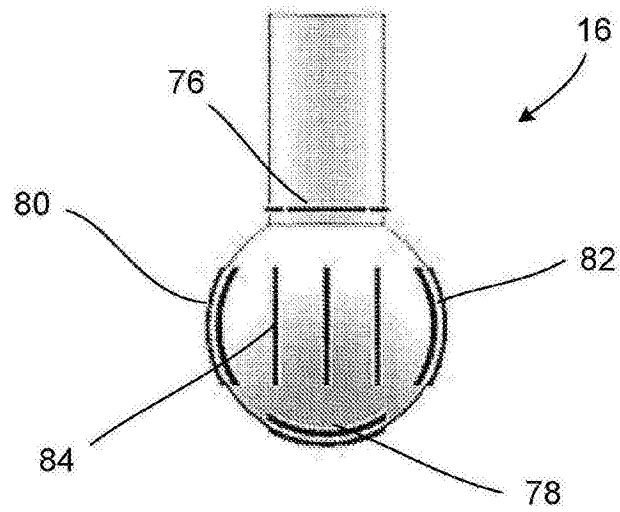


图12A

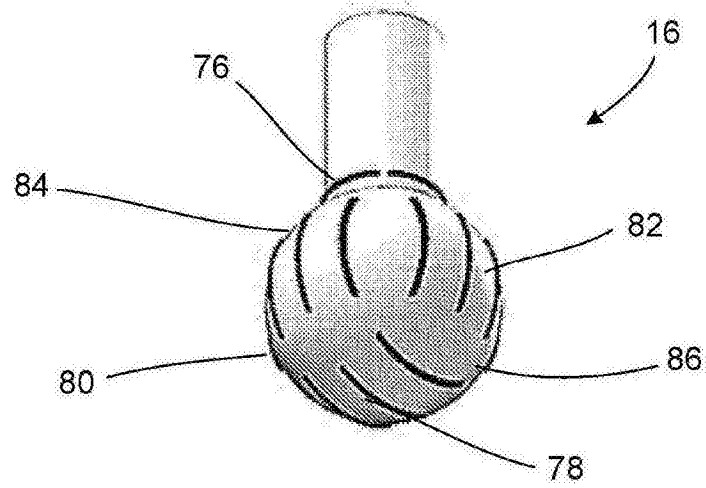


图12B

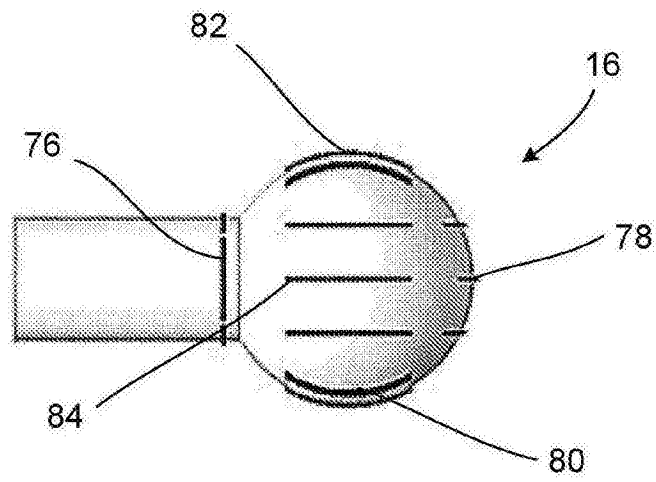


图12C

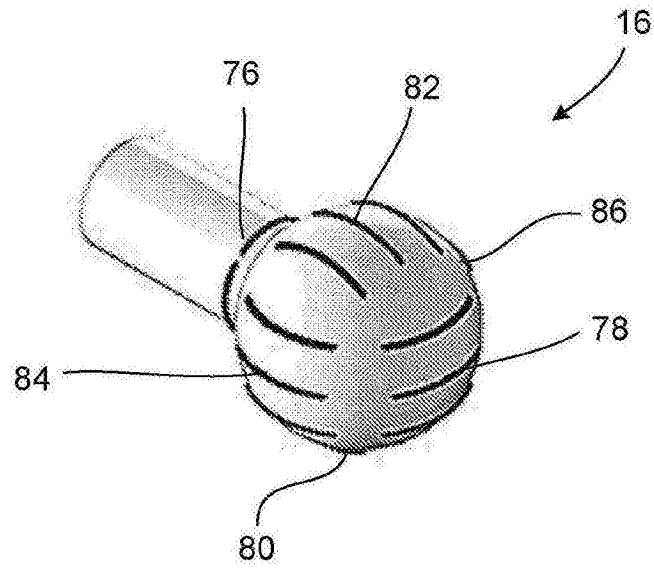


图12D

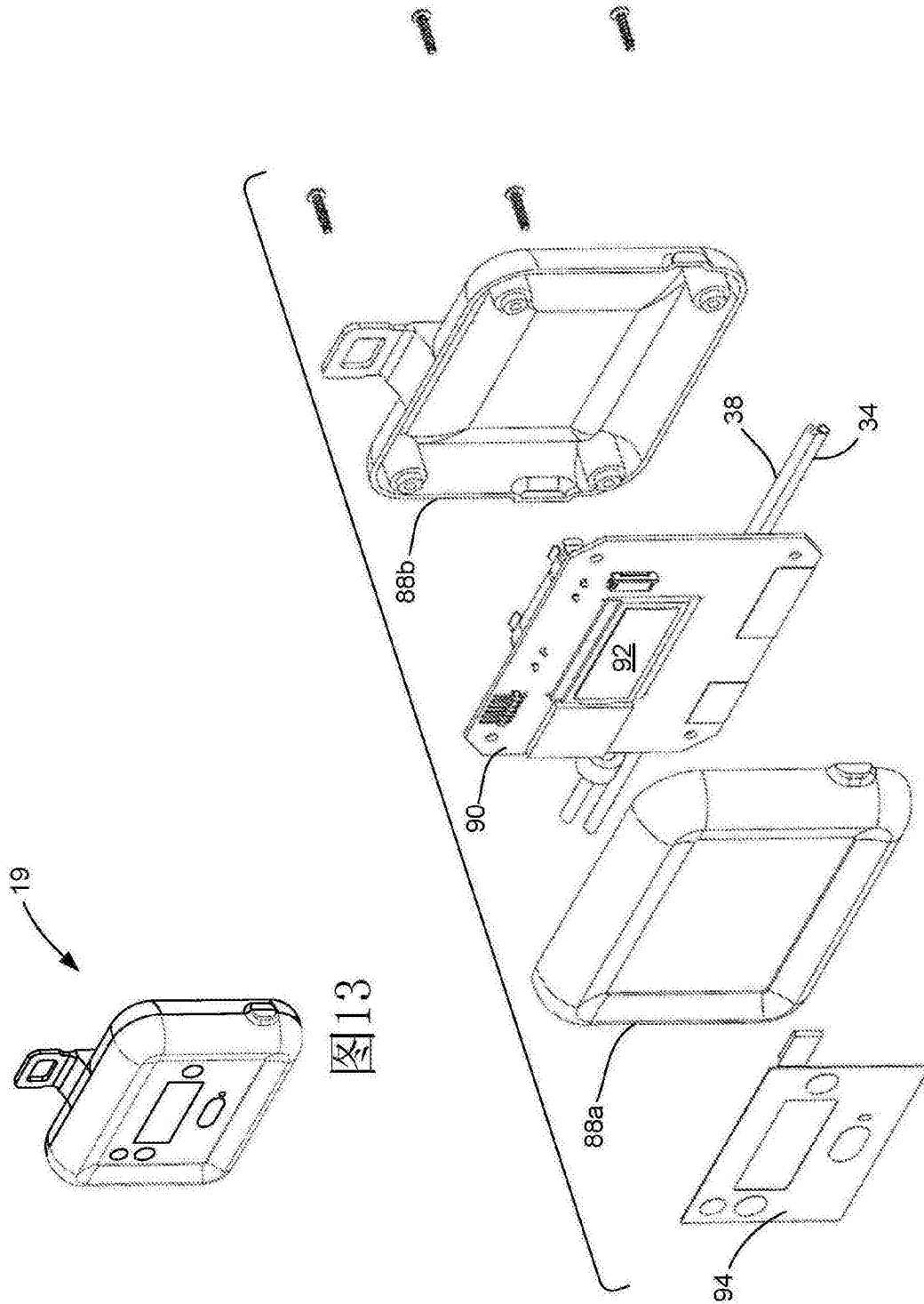


图14

图13

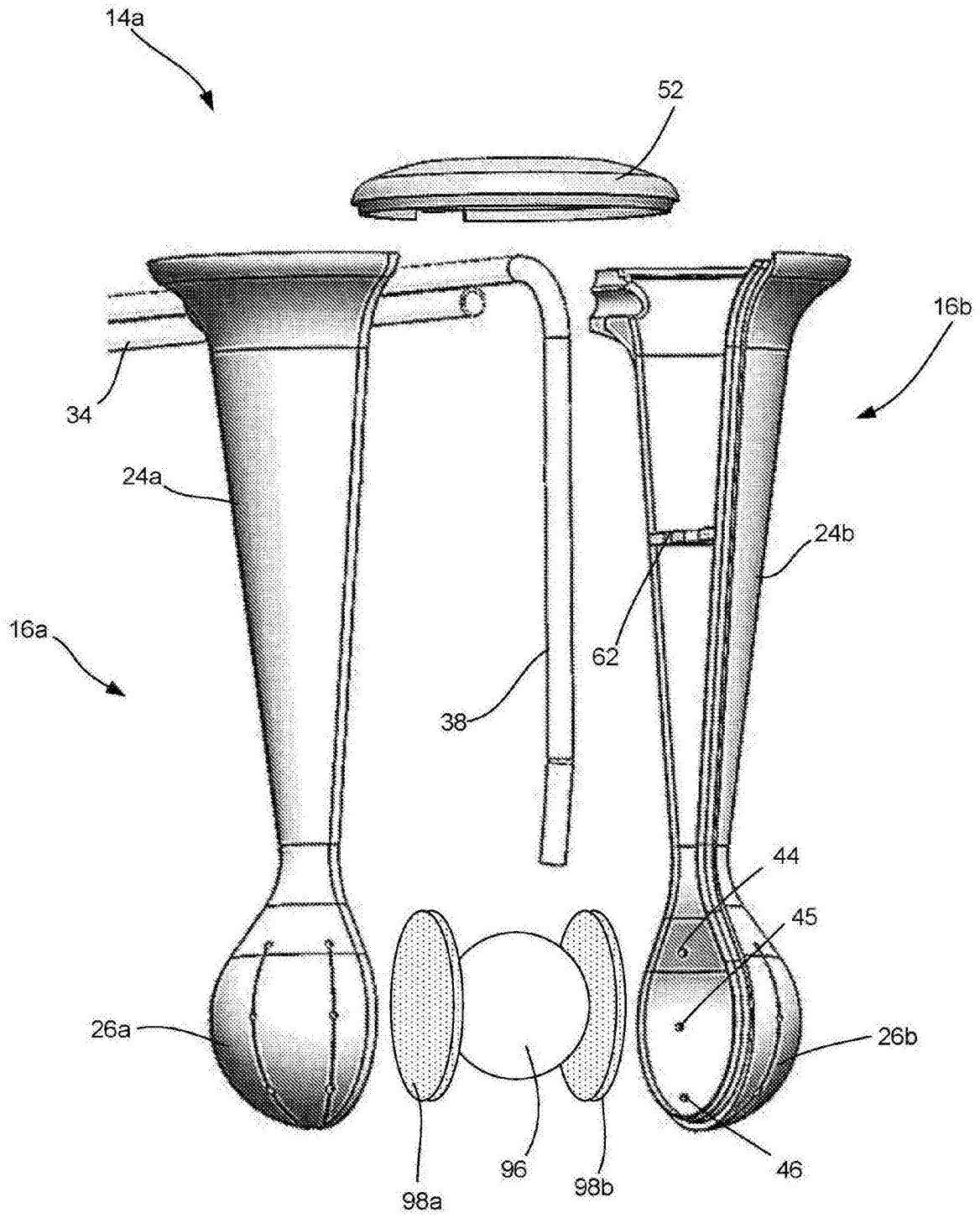


图15

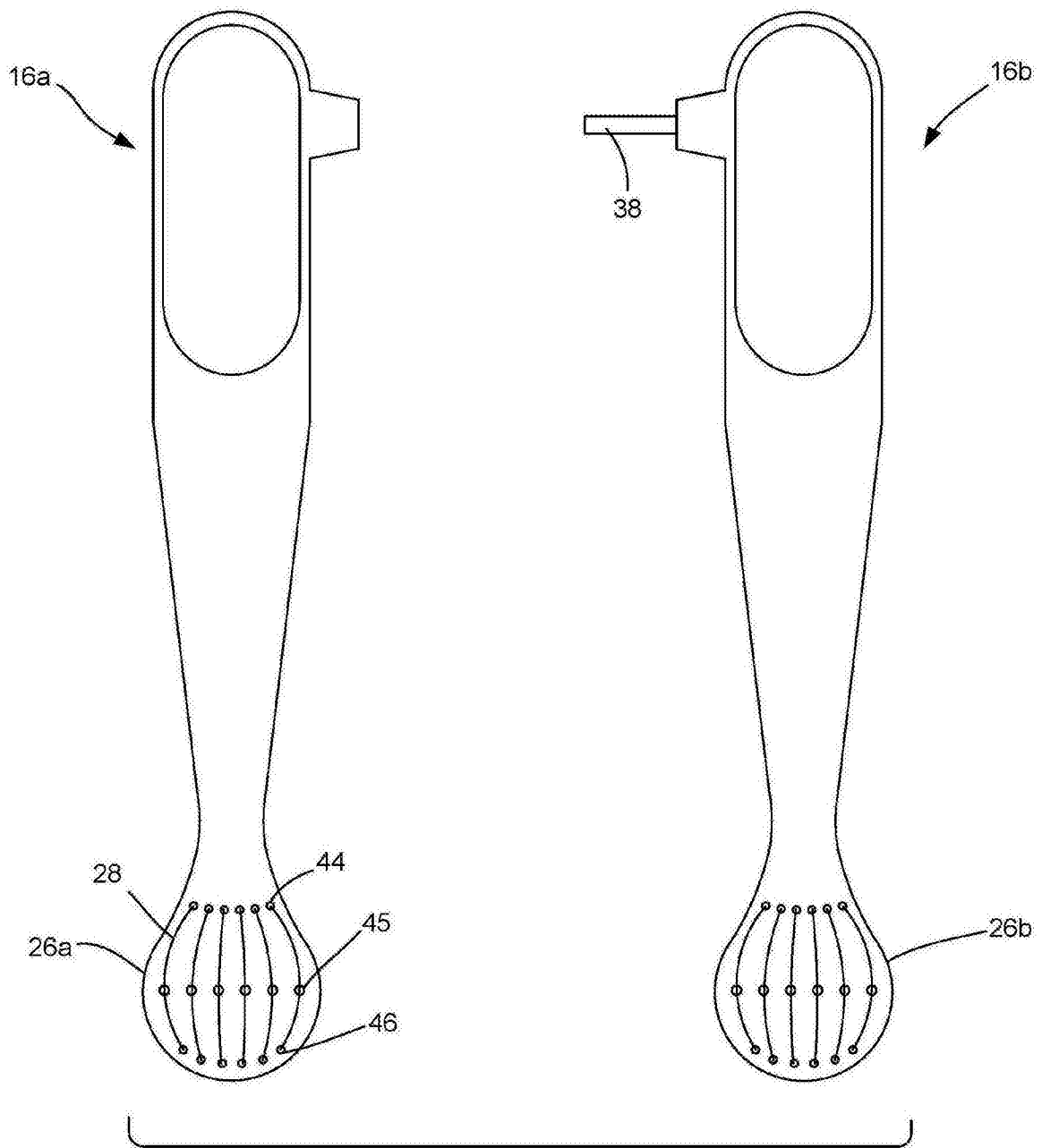


图16

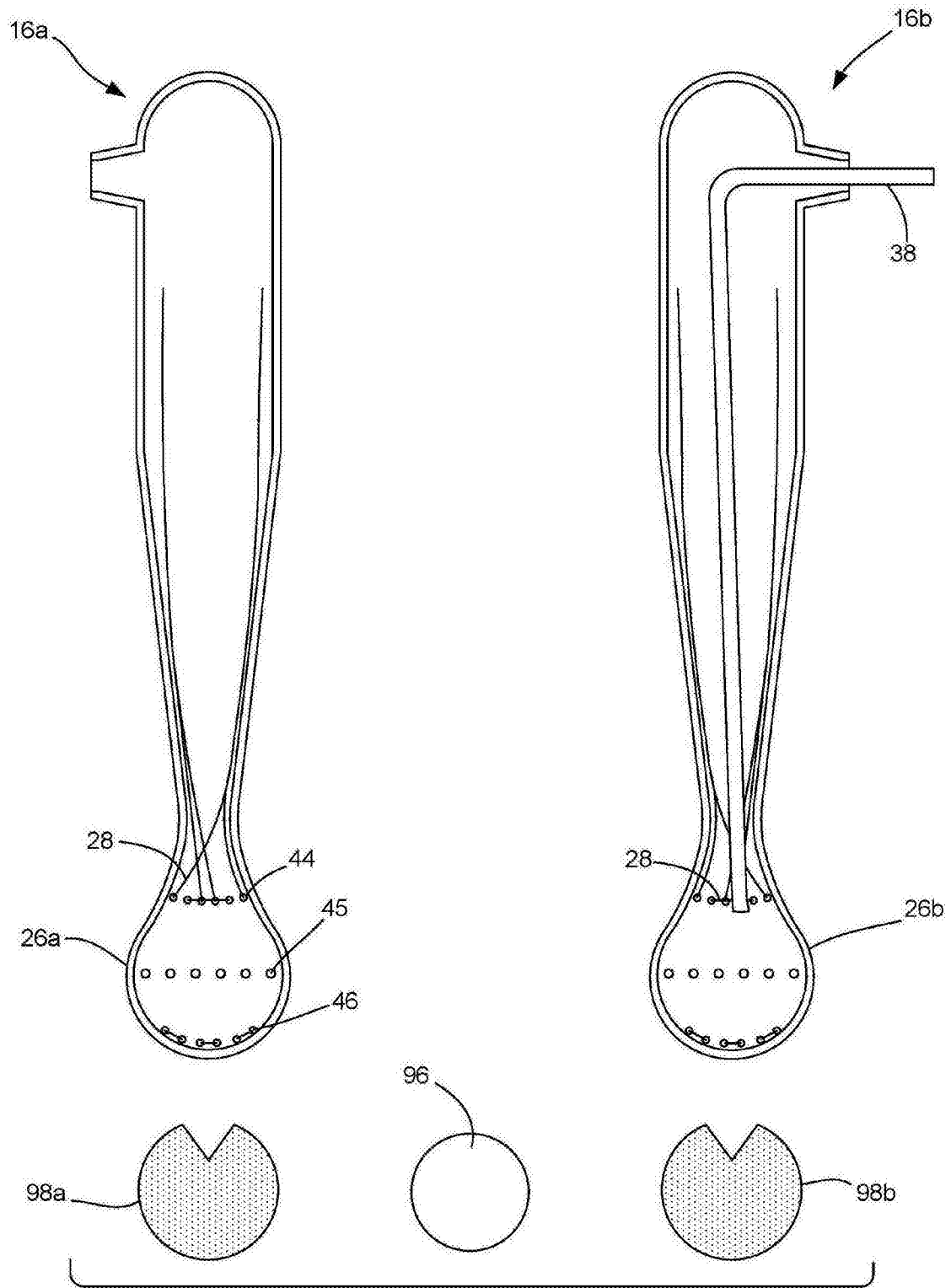


图17

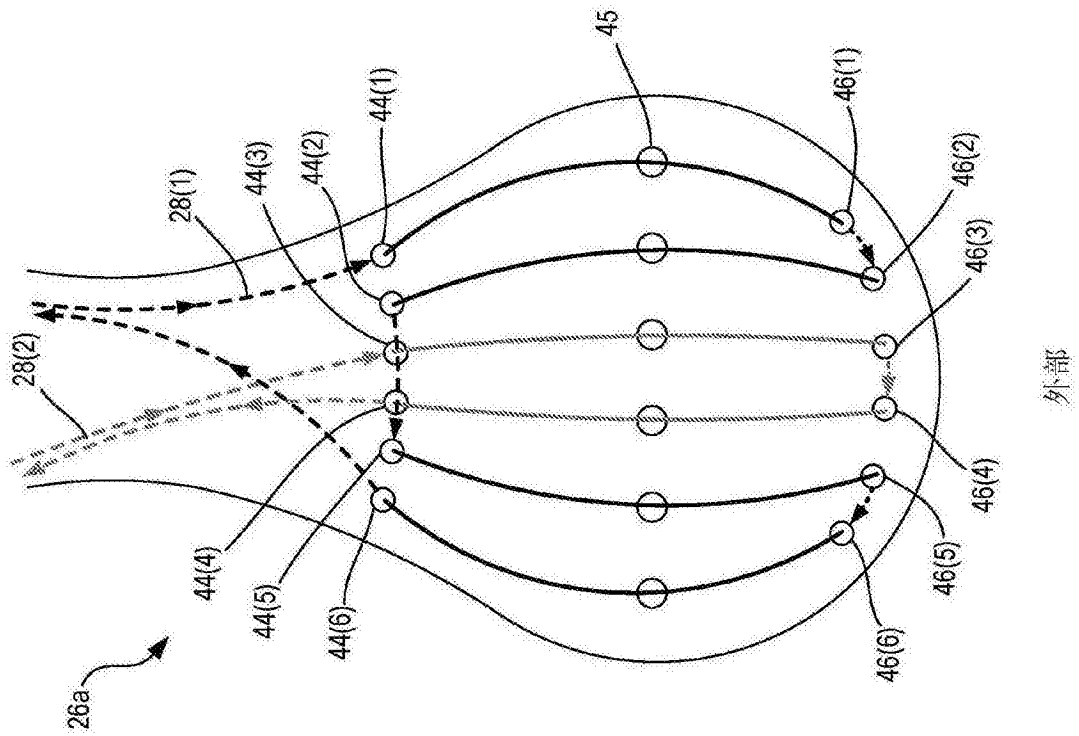


图18A

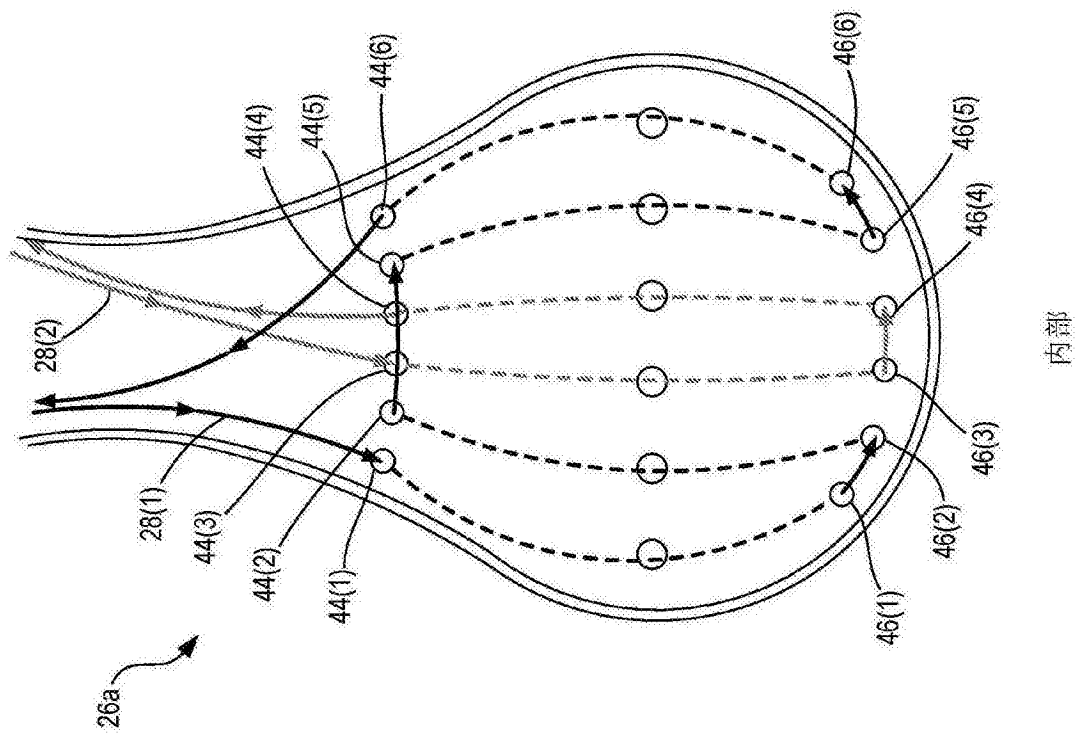


图18B

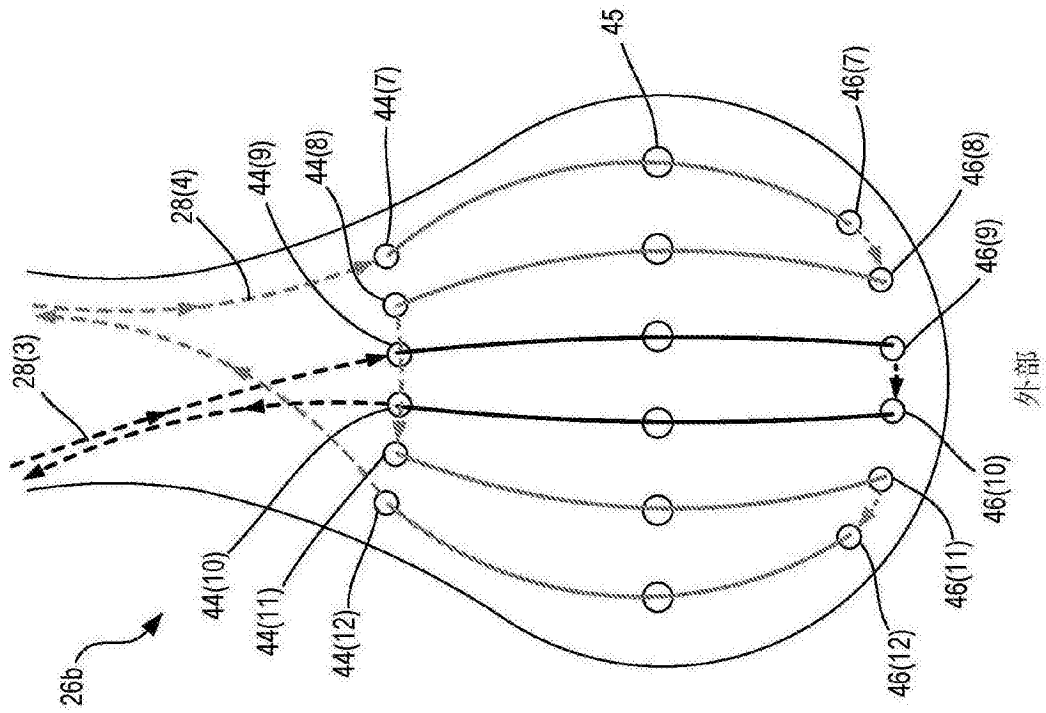


图19A

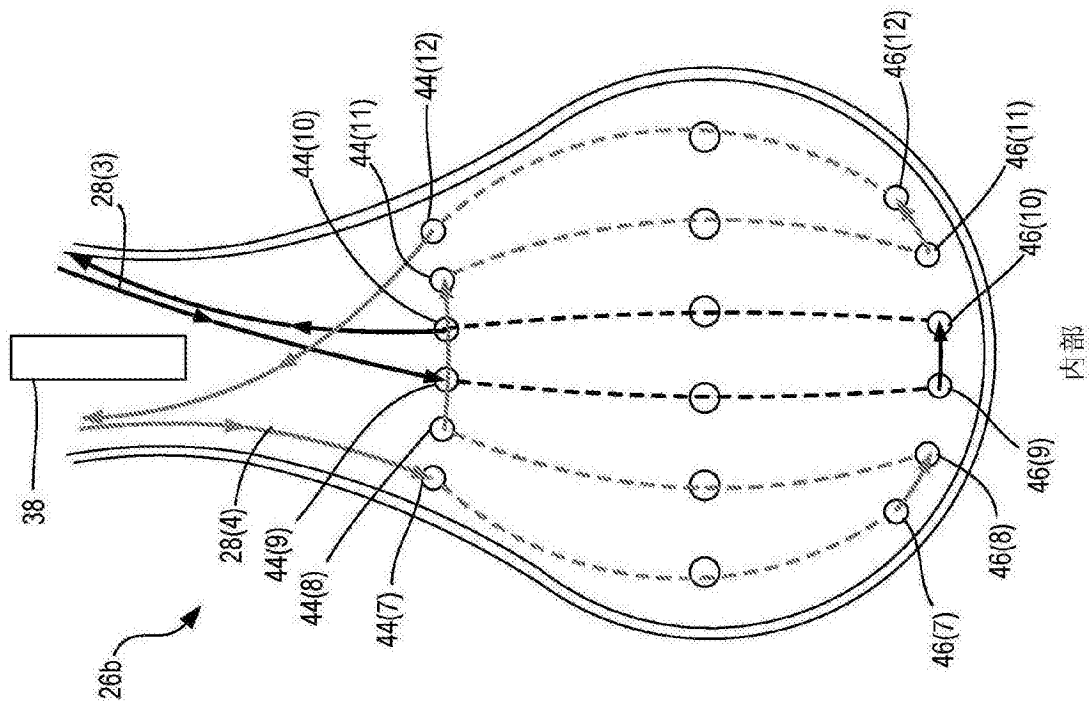


图19B

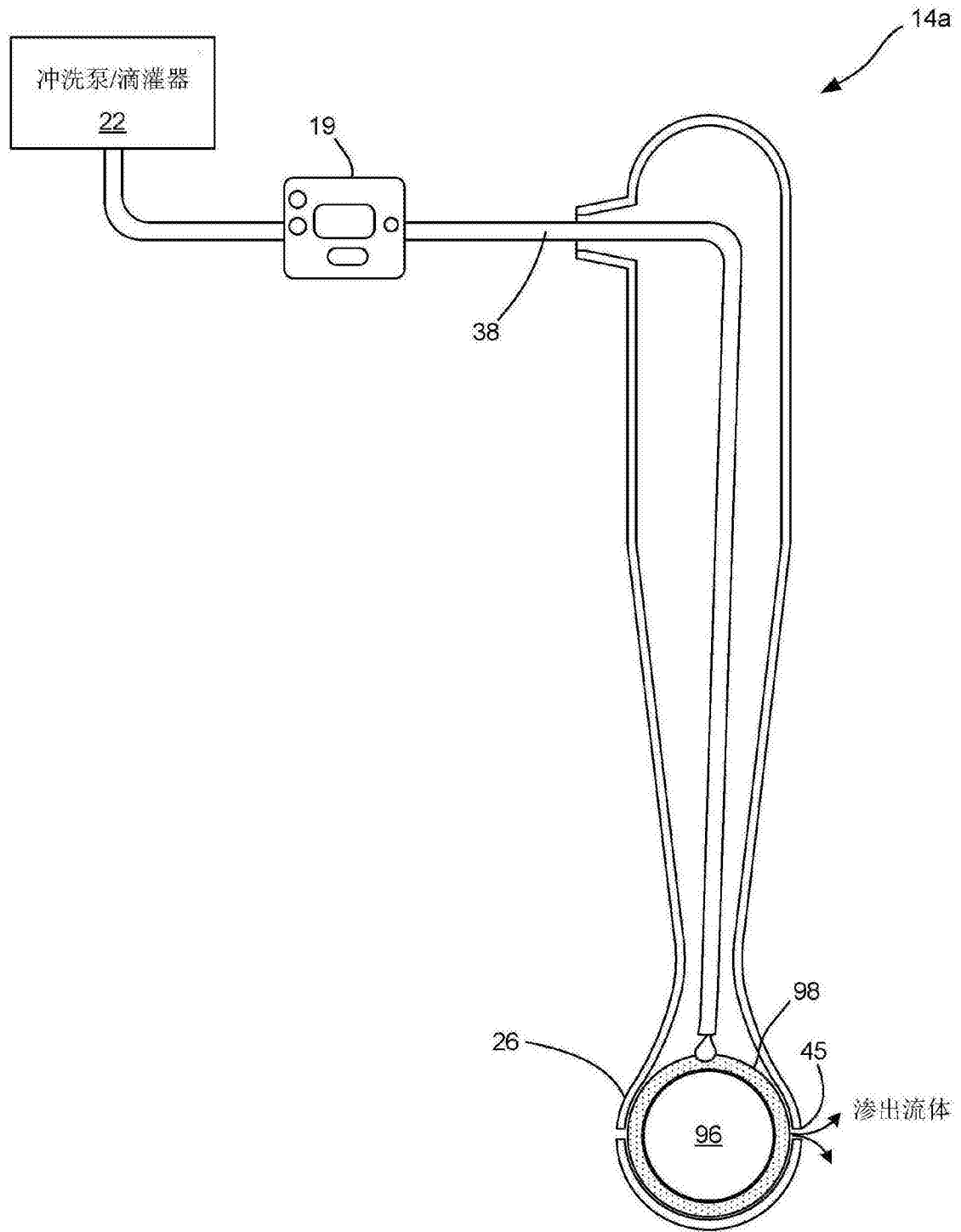


图20

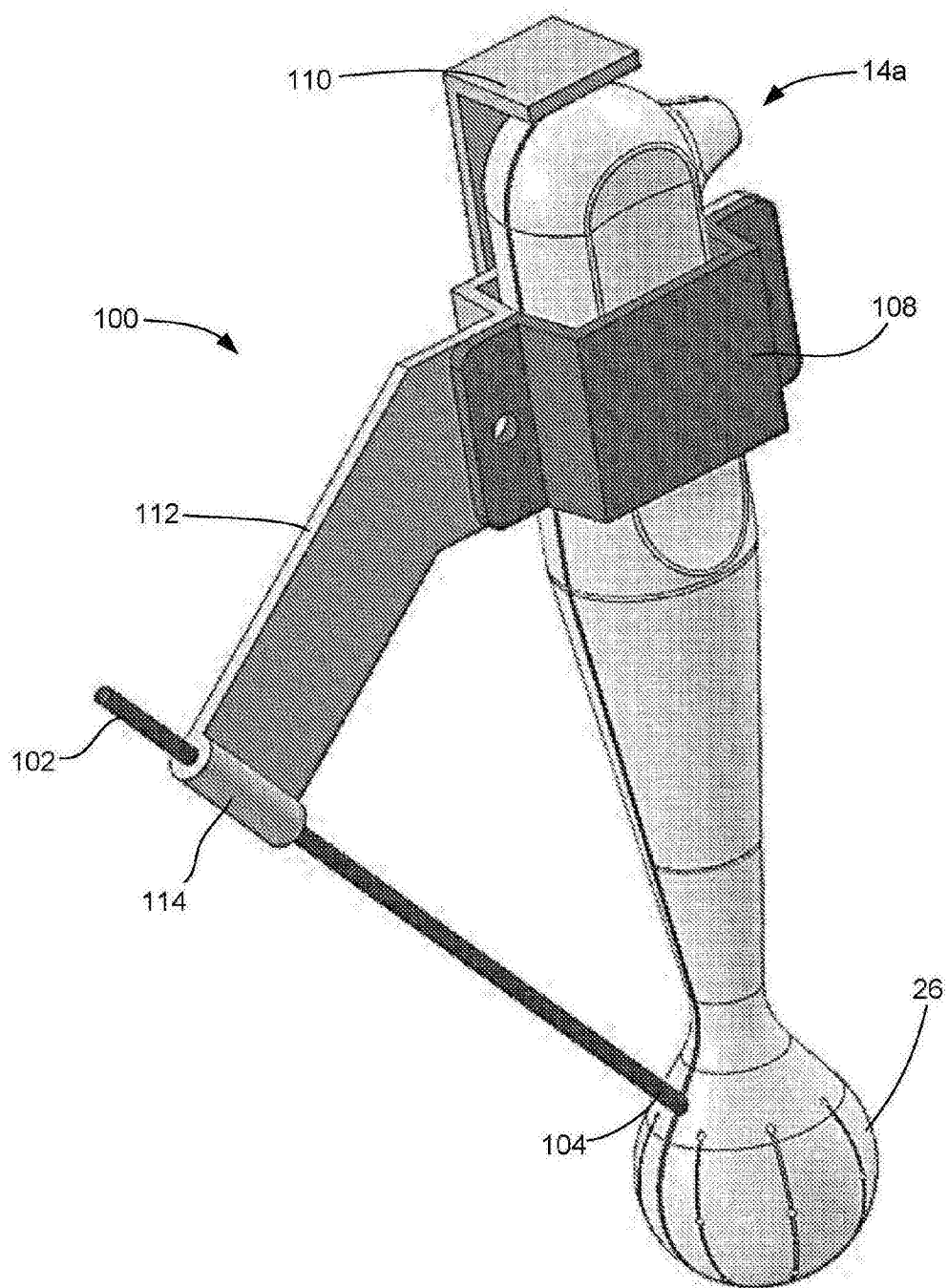


图21

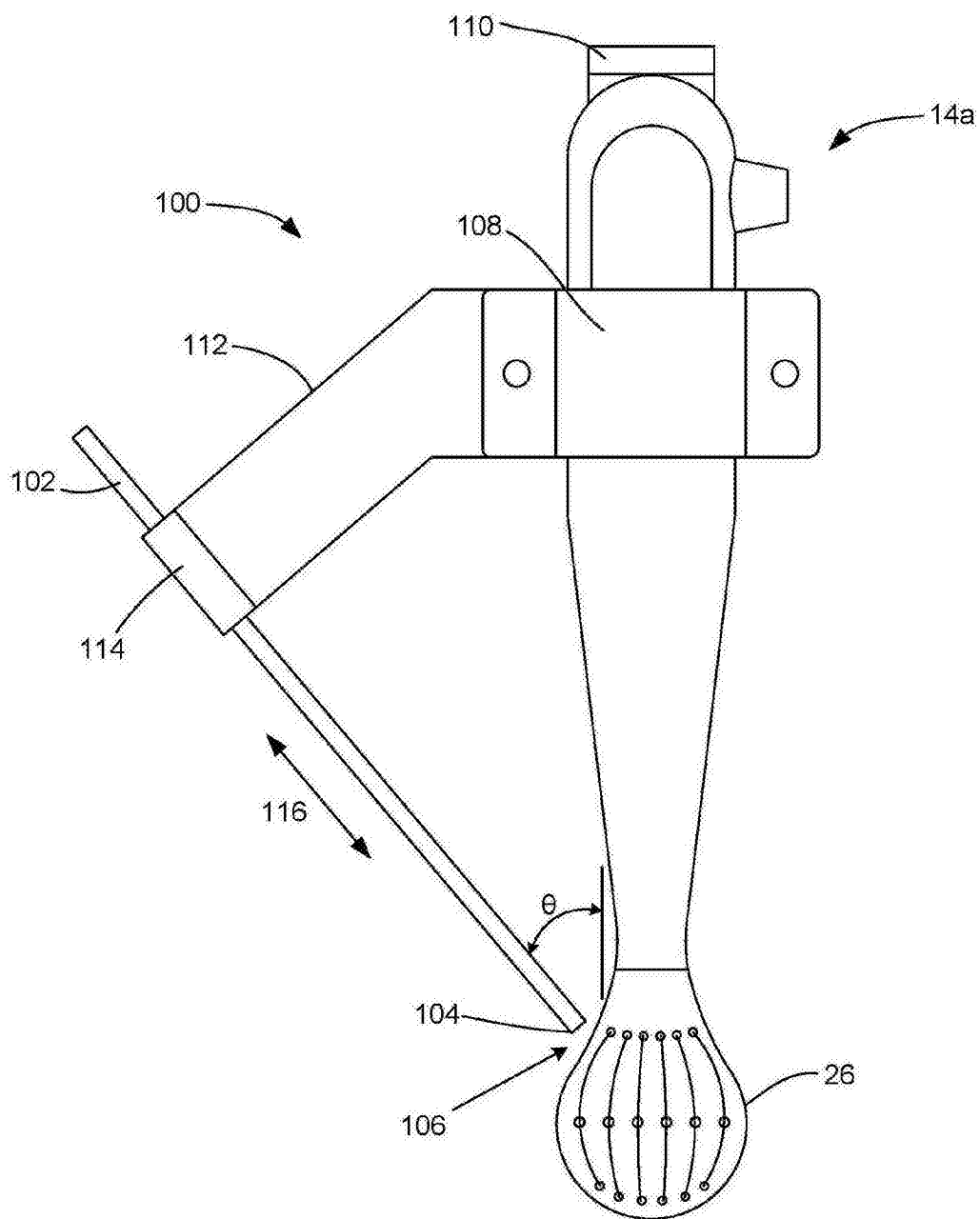


图22